



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

**Mémoire de projet de fin d'études**

Pour l'obtention du Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

*Spécialité : Instrumentation Biomédicale*

Présenté par : MAROUF Nour El Houda et MAHAMDAOUI Djamilia

---

**Étude et réalisation d'un système pour la  
détection des signaux ECG et PCG**

---

Présenté le 25 Juin 2018 devant le Jury :

Mr. Djebari. A	MCA	Université de Tlemcen	Président
Mlle.Baakek Y. N .H	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr. Benali. R	MCB	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2017-2018

# Remerciements

Nous tenons tout d'abord à remercier Allah le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force et la patience d'accomplir ce Modeste travail.

En second lieu, nous tenons à remercier notre encadreur Melle : **Baakek Yettou Nour El Houda**, pour avoir accepté de nous encadrer et de nous diriger, ainsi pour tous ses conseils.

Nous adressons nos très sincères remerciement à **Mr Bereksi Reguig Fethi** pour ses conseils avisés et son aide tout au long de ces années.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury : **Mr. Djebari Abdelghani et Mr. Benali Radhwane** pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche en acceptant d'examiner notre travail et de l'enrichir par leurs propositions.

Nous exprimons toute nos reconnaissances et gratitude à l'administration et à l'ensemble du corps enseignant de l'Université de **Abou Bakr Belkaid** pour leurs efforts à nous garantir la continuité et l'aboutissement de ce programme de Master.

Enfin, nous tenons également à remercier toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

# Dédicace

*Je dédie ce travail à :*

*À ma mère,*

*À mon père,*

*À ma sœur Salima,*

*À mes frères Youcef, Hamada et Ismail,*

*À toute ma famille,*

*À ma chère amie et ma sœur mon binôme Nour El Houda,*

*À ma chère amie et ma sœur Mounira,*

*À tous mes enseignants et mes collègues,*

*À Tous ceux qui m'aiment,*

*À tous ceux que j'aime,*

*Qu'ils trouvent ici l'expression de ma reconnaissance.*

*Djamila*

# Dédicace

*Je dédie ce travail à :*

*À ma mère,*

*À mon père,*

*À mes frères Charaf Eddine et Ayyoub,*

*À toute ma famille,*

*À ma chère amie et ma sœur mon binôme Djamila,*

*À ma chère amie et ma sœur Mounira,*

*À tous mes enseignants et mes collègues,*

*À Tous ceux qui m'aiment,*

*À tous ceux que j'aime,*

*Qu'ils trouvent ici l'expression de ma reconnaissance.*

*Nour El Houda*

# Sommaire

Remerciement	
Dédicace	
Dédicace	
Sommaire	
Liste des figures	
Listes des tableaux	
Introduction générale .....	10

## Chapitre 01 : généralité sur l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme

1.1.Introduction .....	13
1.2.systeme cardiovasculaire .....	13
1.2.1.Anatomie du cœur.....	13
1.2.1.1.Conduction électrique du cœur.....	14
1.2.1.2. Activité mécanique du cœur.....	17
1.2.1.3. Synchronisation des sons morphologiques du PCG sur l'ECG.....	18
1.2.2.Circulation sanguine.....	19
1.3.L'électrocardiographie.....	21
1.3.1.Présentation.....	21
1.3.2. Les différentes déflexions de l'ECG.....	21
1.3.3. Les segments et les intervalles de l'ECG.....	22
1.3.4.Les caractéristiques du signal ECG.....	23
1.3.5.Les dérivations électro-cardiographiques.....	23
1.3.5.1.Les dérivations des membres.....	24
1.3.5.2.Les dérivations précordiales.....	24
1.4.La phonocardiographie.....	25
1.4.1.Présentation.....	25
1.4.2.Phonocardiogramme.....	25
1.4.3.L'auscultation cardiaque .....	25
1.4.3.1.Les foyers d'auscultations.....	26
1.4.3.2.Les bruits cardiaques .....	26
1.4.3.2.1. Le bruit B1.....	26
1.4.3.2.2. Le bruit B2.....	27
1.4.3.2.3. Le bruit B3 et B4 .....	28
1.4.3.3.Les souffles cardiaques.....	29
1.4.4.Les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG.....	29
1.5.Conclusion.....	29

## Chapitre 02 : étude théorique des circuits de detection des signaux ECG et PCG

2.1. Introduction.....	31
2.2.Les capteurs biomédicaux.....	32
2.2.1.Capteur d'électrocardiographie (les électrodes) .....	32
2.2.1.1. Définition.....	32
2.2.1.2.Classification des électrodes.....	32

2.2.2.Le microphone.....	34
2.2.2.1.Definition .....	34
2.2.2.2.Comparaison entre les différents types .....	38
2.3.Mise en forme .....	38
2.3.1.étage d'amplification.....	38
2.3.1.1.amplificateur opérationnel .....	38
2.3.1.2.amplificateur d'instrumentation .....	39
2.3.1.2.1.les caractéristiques d'un amplificateur d'instrumentation.....	40
2.3.2.étage de filtrage.....	40
2.3.2.1.Les types des filtres.....	40
2.4.L'acquisition des signaux .....	41
2.4.1.L'offset .....	41
2.4.2.La carte Arduino .....	42
2.4.2.1. Présentation de la carte Arduino .....	42
2.4.2.2. Caractéristiques techniques de l'Arduino UNO.....	43
2.4.2.3. Les shields .....	44
2.4.2.4.IDE Arduino .....	45
2.5.Conclusion .....	46

## Chapitre 03 : étude pratique et réalisation des circuits de detection des signaux ECG et PCG

3.1. Introduction .....	48
3.2. Réalisation des circuits d'ECG et PCG .....	48
3.2.1.L'électrocardiographe .....	48
3.2.1.1. Préamplification .....	49
3.2.1.2. Circuit de l'électrode du pied droit .....	50
3.2.1.3. Filtrage .....	53
A-Filtre passe-haut actif .....	53
B- Filtre passe - bas .....	54
C- Filtre rejecteur ou coupe-bande .....	55
3.2.1.4. Suiveur (adaptateur d'impédance) .....	59
3.2. 2. Le phonocardiographe .....	60
3.2.2.1. Le circuit du microphone .....	61
3.2.2.2. Circuit de mise en forme du signal PCG .....	62
A-L 'amplification .....	62
B-Filtre passe –bas .....	63
C-Filtre passe -haut actif .....	64
3.2.3. Circuit d'offset .....	67
3.2.4. L'acquisition des signaux .....	70
3.2.5. Générateur de tension négative .....	72
3.3. Traitement numérique des signaux .....	73
3.4. Conclusion .....	76
Conclusion générale .....	77
Références .....	79
Annexe.....	81
Résumé .....	96

# Listes des figures

Figure 1.1 : Anatomie du cœur.....	14
Figure 1.2.a :Réseau de conduction électrique.....	15
Figure 1.2.b :La direction et la propagation de l'impulsion électrique.....	15
Figure 1.3.a : potentiel d'action d'une cellule du myocarde.....	17
Figure 1.3.b : Les échanges ioniques définissant le potentiel d'action.....	17
Figure 1.4 : cycle cardiaque.....	18
Figure 1.5 : Synchronisation du PCG sur l'ECG.....	19
Figure 1.6 : Circulation sanguine dans le système cardiovasculaire.....	20
Figure 1.7 : L'électrocardiographie.....	21
Figure1.8 : Les différentes déflexions de l'ECG.....	22
Figure1.9 : Les dérivations des membres.....	24
Figure1.10 : Les dérivations précordiales.....	24
Figure1.11 : Phonocardiogramme.....	25
Figure1.12 : Les foyers d'auscultations.....	26
Figure1.13 : Relation entre les bruits cardiaque et la contraction cardiaque .....	28
Figure2.1 : Schéma synoptique du système de detection des signaux ECG et PCG .....	31
Figure2.2 : Les différents types des électrodes en fonction de leurs géométries.....	33
Figure2.3 : Microphone dynamique.....	34
Figure2.4 : Microphone statique.....	35
Figure2.5 :Microphone piézoélectrique.....	36
Figure2.6 :Microphone à électret.....	37
Figure2.7 :Microphone à électret à capsule de deux pattes .....	37
Figure2.8 :Microphone à électret à capsule de trois pattes .....	37
Figure2.9 :Amplificateur opérationnel .....	39
Figure2.10 :Role de la carte Arduino .....	42
Figure2.11 :Les types des cartes Arduino.....	43
Figure2.12 :La carte Arduino UNO.....	44
Figure2.13 : Divers shields Arduino .....	45
Figure2.14 :IDE Arduino .....	46
Figure 3.1 : schéma bloc de l'électrocardiographe.....	48
Figure 3.2 : schéma électrique de l'électrocardiographe.....	49
Figure3.3 : schéma électrique du circuit du préamplificateur .....	49
Figure3.4 : Simulation du préamplificateur avec un signal sinusoïdal .....	50
Figure 3.5 : Le signal ECG à la sortie de l'AD620.....	50
Figure 3.6 : schéma électrique du circuit de l'électrode du pied droit .....	51
Figure 3.7 : visualisation 3D du circuit de préamplificateur et de l'électrode du pied droit .....	52
Figure 3.8 : circuit imprimé du circuit de préamplificateur et de l'électrode du pied droit .....	52
Figure 3.9 : Réalisation du circuit de préamplificateur et de l'électrode du pied droit .....	52
Figure 3.10 : schéma électrique du filtre passe-haut actif .....	53
Figure 3.11 : Diagramme de Bode du filtre passe-haut actif .....	54
Figure 3.12 : schéma électrique du filtre passe-bas .....	55
Figure 3.13 : Diagramme de Bode du filtre passe-bas .....	55
Figure 3.14 : schéma électrique du filtre de NOTCH .....	56
Figure 3.15 : Diagramme de Bode du filtre de NOTCH.....	57
Figure 3.16 : visualisation 3D du circuit de filtrage du signal ECG .....	57
Figure 3.17 : circuit imprimé du circuit de filtrage du signal ECG .....	57
Figure 3.18 : Réalisation du circuit de filtrage du signal ECG .....	58

Figure 3.19 : Signal ECG à la sortie du circuit de filtrage .....	58
Figure 3.20 : schéma électrique du suiveur .....	59
Figure 3.21 : visualisation 3D du suiveur .....	59
Figure 3.22: circuit imprimé du suiveur.....	59
Figure 3.23 : Réalisation du suiveur.....	60
Figure3.24 : schéma bloc du phonocardiographe .....	60
Figure3.25 : schéma électrique du phonocardiographe.....	61
Figure3.26 : schéma électrique du circuit de microphone à électret.....	61
Figure3.27 : visualisation 3D du circuit de microphone .....	61
Figure 3.28 : circuit imprimé du microphone .....	61
Figure3.29 : réalisation du circuit de microphone .....	62
Figure3.30 : signal PCG à la sortie du circuit de microphone .....	62
Figure 3.31 : schéma électrique de l'amplificateur non inverseur .....	63
Figure 3.32 : schéma électrique du filtre passe-bas.....	63
Figure 3.33 : Diagramme de Bode du filtre passe-bas.....	64
Figure 3.34: schéma électrique du filtre passe-haut actif du deuxième ordre « <i>sallen et key</i> »...	65
Figure 3.35 : Diagramme de Bode du filtre passe-haut actif du deuxième ordre « <i>sallen et key</i> » .....	65
Figure3.36 : Visualisation 3D du circuit de mise en forme du signal PCG.....	66
Figure3.37 : circuit imprimé du circuit mise en forme du signal PCG.....	66
Figure3.38 : réalisation du circuit de mise en forme du signal PCG .....	66
Figure 3.39 : Signal PCG à la sortie du circuit de mise en forme .....	67
Figure 3.40 : schéma électrique du circuit d'offset.....	67
Figure 3.41 : visualisation 3D du circuit d'offset .....	68
Figure 3.42 : Circuit imprimé du circuit d'offset .....	68
Figure 3.43 : Réalisation du circuit d'offset .....	68
Figure 3.44 : Signal ECG à la sortie du circuit d'offset.....	69
Figure 3.45 : Signal PCG à la sortie du circuit d'offset .....	69
Figure 3.46 : la visualisation des deux signaux sur l'oscilloscope.....	70
Figure 3.47 : programme pour la conversion analogique-numérique des signaux électrophysiologiques .....	71
Figure 3.48 : Signal ECG numérisé.....	71
Figure 3.49 : Signal PCG numérisé.....	72
Figure3.50 : schéma électrique du générateur de tension négative .....	72
Figure3.51 : visualisation 3D du circuit de générateur de la tension négative .....	73
Figure3.52 : circuit imprimé du générateur de la tension négative .....	73
Figure3.53 : réalisation du générateur de la tension négative .....	73
Figure3.54 : Signal ECG avant traitement numérique .....	74
Figure3.55 : Signal ECG après traitement numérique.....	74
Figure3.56 : Signal PCG avant traitement numérique .....	75
Figure3.57 : Signal PCG après traitement numérique.....	75

# Listes des tableaux

Tableau 1.1 : Les caractéristiques du signal ECG.....	23
Tableau 1.2 : Les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG.....	29
Tableau 2.1 : Comparaison entre les différents types des microphones .....	38

# Introduction générale

Le corps humain regroupe un ensemble d'organe et d'appareil assurant différentes fonctions vitales ( la respiration pulmonaire, la circulation sanguine assurée par les pulsations cardiaques et l'activité du système nerveux central). Le cœur est un organe musculaire assurant le rôle de pompe du système sanguin. Son activité à la fois électrique et mécanique assure la pompe de 8000 litres de sang par jour avec 100 000 battements quotidiens en moyenne [1].

Aujourd'hui, les maladies cardio-vasculaires restent la cause principale de décès dans le monde, selon le rapport publié par l'organisation mondiale de la santé (OMS) [23]. Pour cette raison l'exploration fonctionnelle cardiaque est essentiel pour la détection précoce de ces maladies.

L'électrocardiographie est une technique permettant l'enregistrement des impulsions électriques qui déclenchent les contractions cardiaques. Il représente une partie fondamentale de l'évaluation cardiovasculaire. C'est un outil essentiel pour étudier les arythmies cardiaques et est également utile dans le diagnostic des troubles cardiaques tels que l'infarctus du myocarde.

Une autre technique permettant aussi l'évaluation de système cardiovasculaire, c'est le Phonocardiogramme (PCG) ; c'est un enregistrement des bruits du cœur, où le signal sonore est transformé en impulsions électriques de façon à pouvoir être enregistré sur un tracé. Cet examen permet de préciser ce que le cardiologue détecte à l'oreille avec son stéthoscope [2].

Dans ce mémoire on s'intéresse à étudier et réaliser un système qui permet de détecter les deux signaux : l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme au même temps. On va réaliser deux circuits : un pour détecter l'ECG et l'autre pour détecter le PCG puis on va lier entre les deux par la carte Arduino qui nous permet la numérisation des signaux. La visualisation des deux signaux au même temps se fait sur un PC. Ensuite on va afficher et lire les signaux à travers MATLAB afin de faciliter leur analyse et étude.

Ces travaux et les résultats obtenus sont structurés en trois chapitres.

Dans le premier chapitre, des généralités du système cardiovasculaire avec des notions de bases de l'électrocardiographie et la phonocardiographie sont décrites.

Dans le deuxième chapitre, on s'intéresse à étudier théoriquement de façon détaillé les circuits de détection des signaux ECG et PCG. Cette étude est faite à travers la description des différents blocs constituant l'électrocardiographe et le phonocardiographe.

Le troisième chapitre est consacré pour l'étude pratique et la réalisation des circuits qui permettent de recueillir les deux signaux, et à la fin de ce chapitre nous faisons le traitement numérique de ces signaux.

Nous avons terminé ce manuscrit par une conclusion générale.

# Chapitre 01

## Généralité sur l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme

## 1.1.Introduction

Dans ce chapitre, le fonctionnement du cœur, les bases de l'électrocardiographie et de phonocardiographie sont brièvement décrites. Cette description est suivie d'une étude plus détaillée sur l'activité électrique et mécanique du cœur. Cette étude met en relief l'importance des deux signaux ECG et PCG dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires.

## 1.2.Système cardiovasculaire

Le système cardio-vasculaire est composé essentiellement du cœur et des vaisseaux sanguins (artères, veines, capillaires). Il permet la circulation du sang dans le corps et l'apport d'oxygène et nutriments à l'ensemble des cellules. L'organe moteur de ce système est le cœur.

### 1.2.1. Anatomie du cœur

Le cœur est un organe musculaire creux, qui constitue l'élément moteur central de la circulation du sang.

Il est situé dans la partie médiane et gauche du thorax, entre les deux poumons. Il assure la circulation sanguine dans le corps grâce à ses contractions régulières. Il se compose de quatre cavités contenues dans une enveloppe, le péricarde : deux oreillettes et deux ventricules, chaque oreillette étant séparée du ventricule sous-jacent par une valvule : à droite, la valvule tricuspide, constituée de trois feuillets ; à gauche, la valvule mitrale, constituée de deux feuillets (figure 1.1). Les valves s'insèrent sur la paroi du ventricule correspondant par des cordages rattachés à des protubérances musculaires appelées piliers [3].

Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'aorte (valve aortique). Ces deux valves se trouvent à l'entrée de l'artère pulmonaire et de l'aorte respectivement [4].

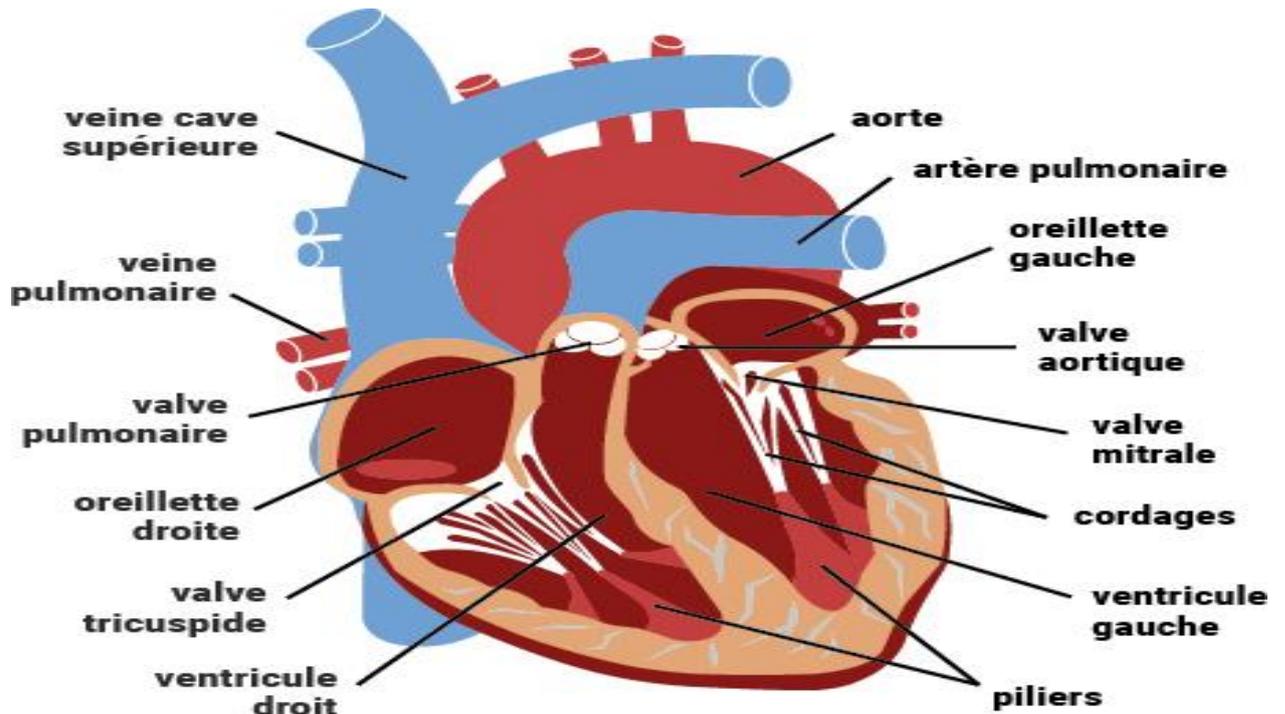


Figure 1.1 : Anatomie du cœur

### 1.2.1.1. Conduction électrique du cœur

La stimulation électrique d'une cellule musculaire détermine l'apparition d'une activité électrique et mécanique. Sous l'effet de la stimulation, la surface cellulaire se dépolarise rapidement, ce qui donne lieu à un courant électrique, qui entraîne la contraction. Puis la phase de repolarisation survient, plus lente, ramenant la cellule dans son état électrique initial.

Le courant électrique (quelques millivolts) naît en un point précis du cœur (de l'ordre de quelques millimètres de diamètre), appelé nœud sinusal, situé au sommet de l'oreillette droite ; c'est là où débute l'activation électrique rythmique du cœur. Il y a aussi le nœud auriculo-ventriculaire (appelé nœud d'Aschoff-Tawara), situé à la jonction auriculo-ventriculaire. Il s'agit d'un tissu spécialisé permettant la transmission et le filtrage de l'activité électrique auriculaire (de l'oreillette) aux ventricules ; grâce à lui une stimulation auriculaire trop rapide n'est que partiellement transmise [5].

Le nœud auriculo ventriculaire est relié au faisceau de His (à la partie haute du septum inter ventriculaire) qui se divise en deux branches, allant vers les ventricules droit et gauche.

(Figure 1.2.a) [5].

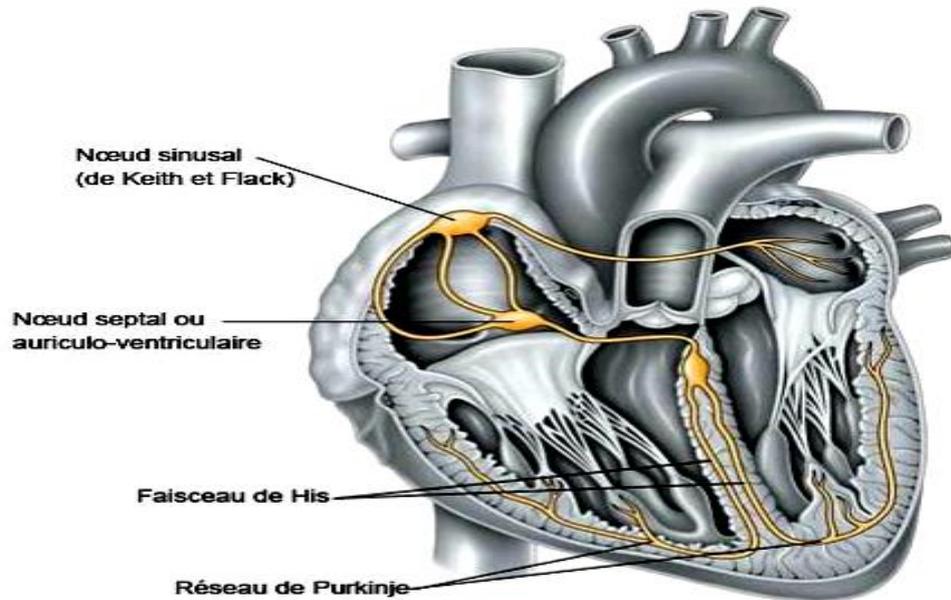


Figure 1.2.a. : Réseau de conduction électrique

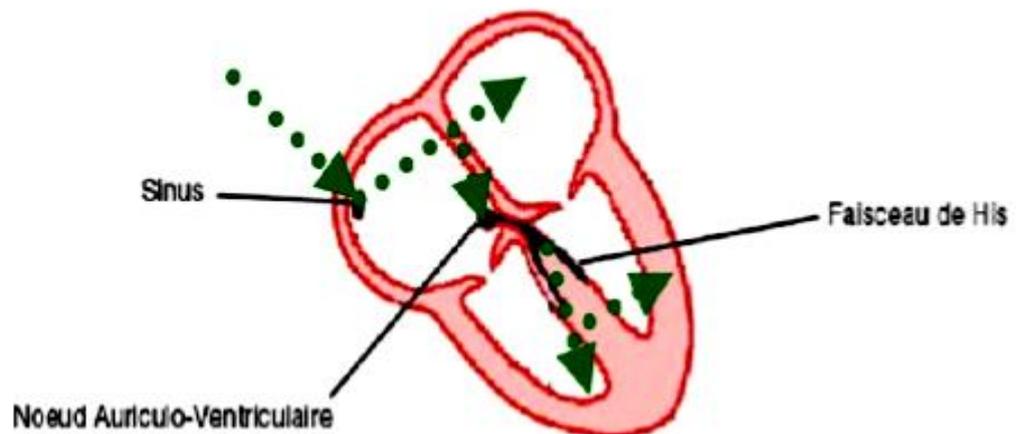


Figure 1.2.b : La direction et la propagation de l'impulsion électrique

L'influx électrique prend naissance dans le nœud sinusal (ou sinus auriculaire, siégeant dans l'oreillette droite), puis envahit les deux oreillettes, atteint le nœud auriculo-ventriculaire (situé à

la jonction entre oreillettes et ventricules). L'influx électrique est alors véhiculé par le faisceau de His, pour atteindre la totalité des ventricules jusqu'à la pointe du cœur (Figure 1.2) [5].

Les cellules cardiaques sont entourées d'une membrane qui permet le passage de différents ions, ce qui engendre des différences de concentration de part et d'autre de cette membrane cellulaire [6].

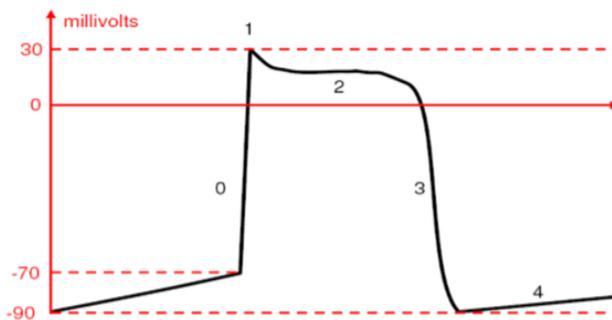
Le sodium ( $\text{Na}^+$ ) est 10 fois plus concentré à l'extérieur qu'à l'intérieur de la membrane, par contre la concentration intracellulaire de potassium ( $\text{K}^+$ ) est 30 fois supérieure qu'à l'extérieur de la cellule et enfin le calcium ( $\text{Ca}^{++}$ ) est très concentré à l'extérieur par rapport à l'intérieur. Les différences de concentration de ces particules chargées électriquement aboutissent à des différences de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane cellulaire. Au repos, l'intérieur de la cellule est chargé négativement avec une différence de potentiel de  $-90\text{mV}$  ce qui est connu par le potentiel de repos (figure I.3). Lorsque la cellule est excitée par un stimulus électrique, mécanique ou chimique, des modifications transitoires de la membrane vont aboutir à une entrée brutale de sodium, suivie d'une entrée de calcium et d'une sortie de potassium. La différence de potentiel passe alors de  $-90\text{mV}$  à environ  $+20\text{mV}$ . C'est le potentiel d'action [6].

Lors de la contraction des cellules cardiaques, des échanges ioniques se déroulent et définissent ainsi le potentiel d'action, présenté sur la figure 1.3, qui comprend 5 phases successives : La phase 0 ou dépolarisation rapide : après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un flux rapide d'ions  $\text{Na}^+$  rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule.

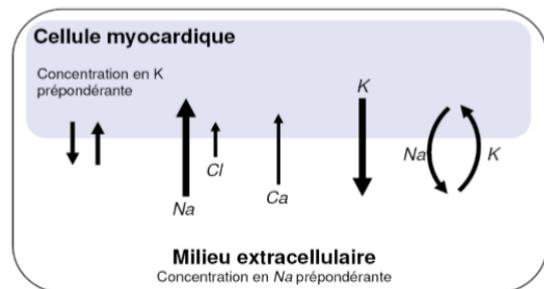
**La phase 1 ou début de repolarisation** : elle est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux  $\text{Na}^+$  et au flux sortant d'ions de potassium  $\text{K}^+$ . La **phase 2 ou plateau** : elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions  $\text{Ca}^{++}$  dans la cellule qui atténue l'influence des canaux  $\text{K}^+$  continuant à sortir, ralentissant ainsi la phase de repolarisation.

**La phase 3 ou repolarisation** : elle correspond à la phase de repolarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos original. Durant cette phase, les ions  $K^+$  sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.

**La phase 4** : elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable. [6]



**Figure 1.3.a: potentiel d'action d'une cellule du myocarde**



**Figure 1.3.b : Les échanges ioniques définissant le potentiel d'action**

Dans un second temps les mécanismes servant à rétablir les différences de concentration vont se réactiver et rétablir les différences de concentration de part et d'autre de la membrane : C'est la phase de repolarisation de la cellule au cours de laquelle la cellule ne peut pas réagir à une nouvelle stimulation. C'est la période réfractaire [6].

### 1.2.1.2. L'activité mécanique du cœur

C'est le cycle cardiaque qui est la succession des phases de contraction (systole) éjectant le sang hors du ventricule gauche et des phases de relaxation (diastole) permettant le remplissage de la cavité cardiaque [7].

**Au cours de la systole auriculaire**, les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules (remplissage actif). Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valves auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son du battement du cœur [7].

**La systole ventriculaire** implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes - la valve pulmonaire à

droite et la valve aortique à gauche se ferment. Ainsi le sang ne reflue pas vers les ventricules. La fermeture des valvules sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier. Pendant cette systole les oreillettes maintenant relâchées, se remplissent de sang [7].

Enfin, **la diastole** est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage (passif) des ventricules, par les oreillettes droites et gauches et depuis les veines caves et pulmonaires [7].

Le cœur passe un tiers (1/3) du temps en systole et deux tiers (2/3) en diastole. L'expulsion rythmique du sang provoque ainsi le pouls que l'on peut tâter [7].

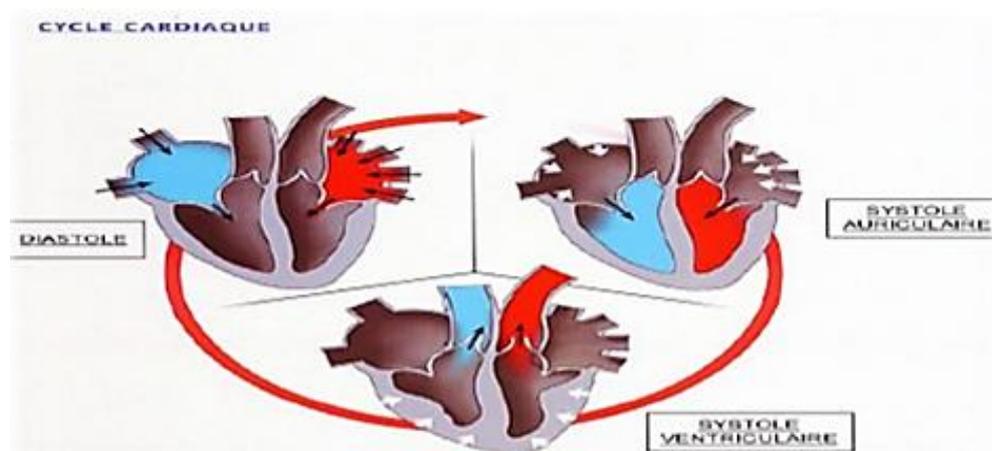


Figure 1.4 : cycle cardiaque

### 1.2.1.3. Synchronisation des sons du PCG sur l'ECG

Naturellement, l'activité mécanique cardiaque est synchronisée sur l'activité électrique du cœur. Les sons enregistrés sur le phonocardiogramme sont alors synchronisés sur ceux de l'électrocardiogramme (figure 1.5) [8].

Ainsi le bruit B1 apparaît à la fin du pic R et le bruit B2 à la fin du segment ST de l'ECG, quant aux bruits B3 et B4, ils prennent naissance respectivement à la fin de l'onde P et au milieu de la phase diastolique de l'électrocardiogramme (la phase du repos cardiaque). Par conséquent

la localisation automatique de ces oscillations morphologiques du PCG peut se faire par fenêtrage à partir de la localisation des composantes PQRST de l'électrocardiogramme [8].

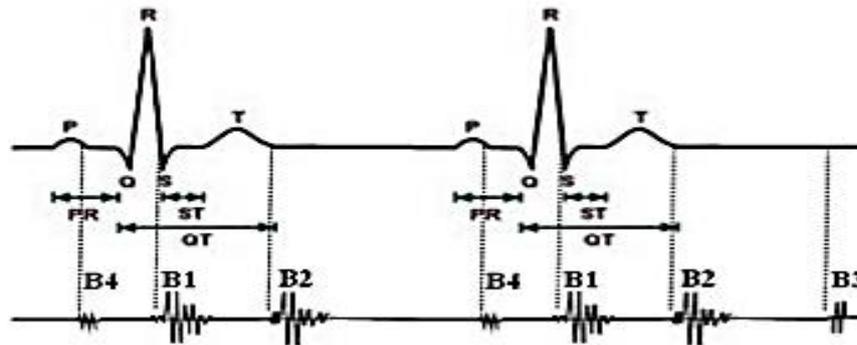


Figure 1.5 : Synchronisation du PCG sur l'ECG

### 1.2.2. La circulation sanguine

Le cœur est considéré comme une double pompe qui assure la circulation sanguine, le rôle de cette dernière est d'assurer les apports de nutriments et de l'oxygène aux organes, elle assure également le transport des déchets vers les reins et du dioxyde de carbone vers les poumons. Pour atteindre ce but, le sang suit deux trajets dans l'organisme, connus par la circulation pulmonaire et la circulation générale (Figure.1.6) [9].

Les veines caves supérieures et inférieures, ainsi que les veines intrinsèques du cœur, déversent leur sang veineux dans l'oreillette droite. Lorsque l'oreillette droite se contracte, elle propulse le sang par une ouverture vers le ventricule droit. La contraction du ventricule droit envoie le sang par artères pulmonaires vers les capillaires des poumons. La valvule tricuspide, qui se referme complètement pendant la contraction du ventricule, empêche le sang de refluer dans l'oreillette. Lors de son passage dans les poumons, le sang est chargé et se débarrasse de son gaz carbonique. Il est ensuite renvoyé au cœur par les quatre veines pulmonaires qui débouchent dans l'oreillette gauche. C'est **la petite circulation** ou **la circulation pulmonaire** [9].

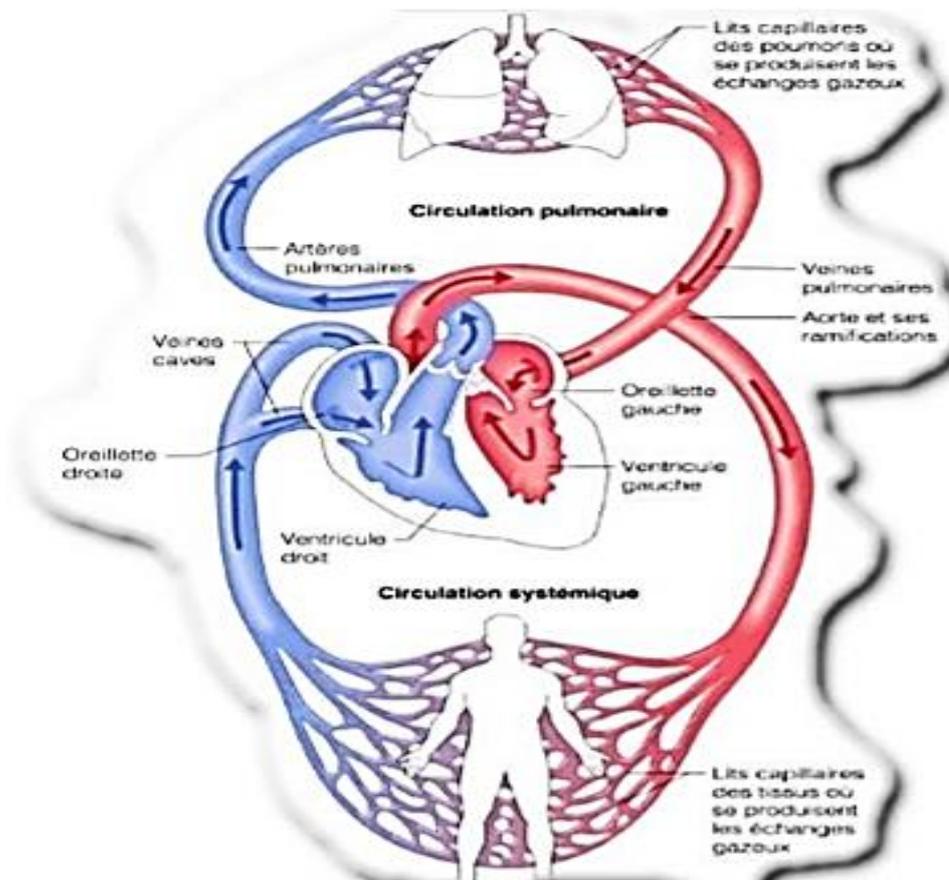
Lorsque l'oreillette gauche se contracte, le sang est éjecté vers le ventricule gauche, puis, après contraction ventriculaire, dans l'aorte.

La valve mitrale empêche le retour du sang dans l'oreillette, et la valve sigmoïde située au début de l'aorte l'empêche de retourner dans le ventricule.

L'aorte se divise en plusieurs branches principales qui, elle-même, se ramifient plusieurs fois en artérioles jusqu'à ce que le corps entier soit approvisionné par un fin réseau de vaisseaux : les capillaires. C'est au niveau des capillaires que se produisent les échanges entre le sang et la lymphe liquide dans lequel baignent les cellules [9].

Le sang libère son oxygène, fournit les substances nutritives et recueille les déchets de la lymphe.

Les capillaires se rejoignent ensuite pour de petites veines qui, à leur tour, forment des veines plus importantes jusqu'à ce que le sang soit finalement recueilli dans les veines caves supérieure et inférieure d'où il est acheminé vers l'oreillette droite. C'est **la grande circulation** [9].



**Figure 1.6 : Circulation sanguine dans le système cardiovasculaire, la couleur en rouge présente le sang oxygéné, et la couleur bleu présente le sang désoxygéné**

## 1.3. L'électrocardiographie

### 1.3.1. Présentation

L'électrocardiogramme est une représentation du potentiel électrique du cœur qui commande l'activité musculaire de celui-ci. Les potentiels électriques ou « potentiels d'action » correspondent à la dépolarisation transitoire de la membrane des cellules cardiaques. La différence de concentration ionique intra et extracellulaire produit une différence de tension origine du potentiel d'action qui va permettre la contraction du cœur. L'électrocardiogramme est composé de différents types de patterns répétitifs espacés de durées variables. Ces patterns sont souvent appelés des ondes [10].

L'enregistrement de l'électrocardiogramme est réalisé à partir des électrodes fixées à la surface du corps. La disposition des électrodes sur le corps est connue sur le nom de « dérivations »[10].

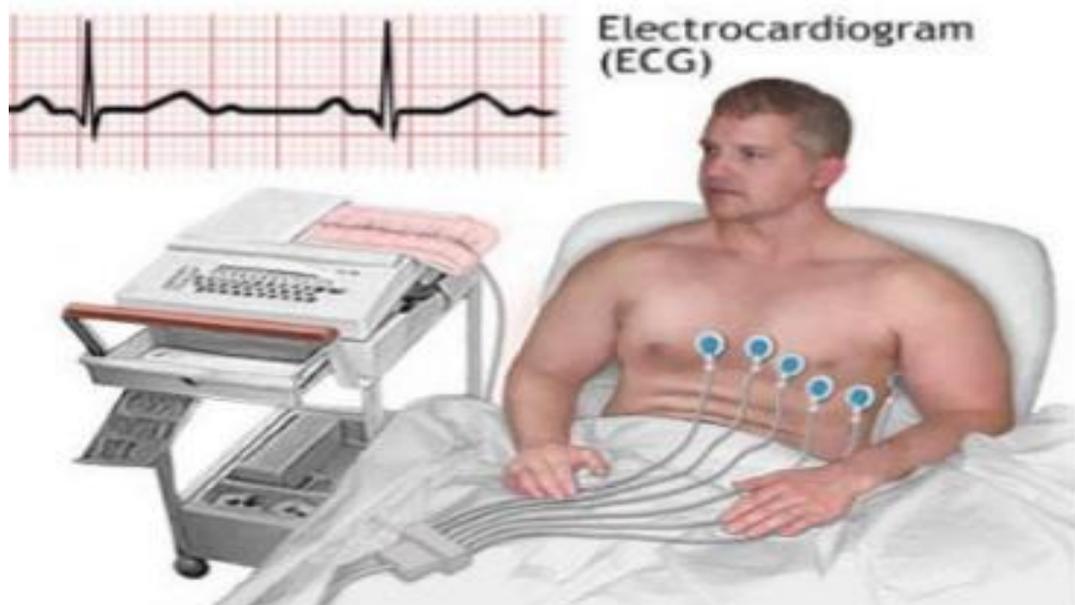


Figure 1.7 : L'électrocardiographie

### 1.3.2. Les différentes déflexions de l'ECG

Les principales mesures sont l'amplitude de l'onde P, l'intervalle de temps entre l'onde P et Q, la durée et l'amplitude du complexe QRS, la durée entre l'onde Q et T, l'amplitude de l'onde T ainsi que la durée entre les deux complexes QRS.

– **L'onde P** correspond à la dépolarisation et à la contraction simultanée des oreillettes droite et gauche et sa durée varie entre 0,08 et 0,1s

– **L'onde ou complexe QRS** correspond à la dépolarisation des ventricules au même temps que la repolarisation des oreillettes. La forme du complexe QRS varie selon la dérivation et selon la présence de pathologie. Le complexe QRS a une durée normale inférieure à 0,1s

– **L'onde T** correspond à la repolarisation et la relaxation des ventricules. Sa durée oscille entre 0,2 et 0,25s [10].

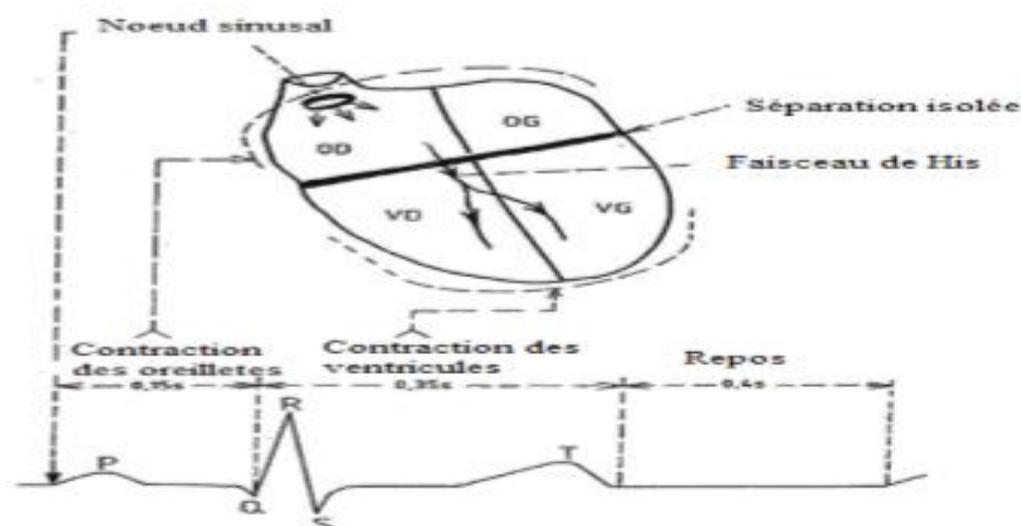


Figure1.8 : Les différentes déflexions de l'ECG

### 1.3.3. Segments et intervalles de l'ECG

En plus des différentes ondes qui sont les paramètres de base pour une bonne caractérisation d'un signal ECG, il existe un certain nombre d'intervalles et de segments qui portent des informations très utiles sur la vitesse de conduction de l'impulsion électrique dans les différentes parties du cœur. Les intervalles et les segments les plus importants sont :

**Intervalle RR** : L'intervalle RR correspond au délai entre deux dépolarisations des ventricules.

C'est cet intervalle qui permet de calculer la fréquence cardiaque.

**Segment PR :** (pause du nœud AV) Le segment PR correspond au délai entre la fin de la dépolarisation des oreillettes et le début de celle des ventricules. C'est le temps pendant lequel l'onde de dépolarisation est bloquée au niveau du nœud AV.

**Intervalle PR :** (durée de conduction auriculo-ventriculaire) L'intervalle PR correspond à la durée de propagation de l'onde de dépolarisation du nœud sinusal jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires.

**Intervalle QT :** (durée de systole ventriculaire) Cet intervalle correspond au temps de systole ventriculaire, qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.

**Segment ST :** (durée de stimulation complète des ventricules) Le segment ST correspond à la phase pendant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées, le segment est alors isoélectrique [6].

### 1.3.4. Les caractéristiques du signal ECG

Pour un adulte en bonne santé les caractéristiques de l'ECG sont présentées dans le tableau ci-dessous :

	Onde P	Complexe QRS	Onde T	Intervalle PQ	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde R
Durée (s)	< 0.11	0.08	0.2	0.12-0.2	0.2	0.36	0.07-0.1
Amplitude (mV)	< 0.25	Qa<0, Ra>0, Sa<0	>0	Isoélectrique :0	Isoélectrique :0		1.60

**Tableau 1.1 : Les caractéristiques du signal ECG [11]**

Qa : amplitude de l'ondes Q .

Ra :amplitude de l'onde R.

Sa :amplitude de l'onde S .

### 1.3.5. Les dérivations électro-cardiographiques

Une dérivation est un circuit électrique déterminé par un couple d'électrodes (une différence de potentiel électrique). Pour obtenir une topographie complète du cœur, il faut un

enregistrement de 12 dérivations (12 capteurs d'enregistrement) de l'ECG et qui sont réparties en deux catégories [8] :

### 1.3.5.1. Les dérivations des membres

Les dérivations des membres explorent le champ électrique cardiaque dans un plan frontal et sont obtenues par l'emplacement de 3 électrodes (bras droit, gauche et jambe gauche / la jambe droite est la masse) [8] .

On distingue **3 dérivations bipolaires** (D1, D2 et D3) et **3 dérivations unipolaires** (aVR, aVL et aVF) (figure 1.9). Dans l'espace, ces dérivations forment un triangle (triangle d'Einthoven) dont le cœur occupe le centre. Les dérivations D2, D3, aVF explorent la partie inférieure du cœur, tandis que les dérivations D1, aVL en explorent la partie latérale gauche [8].

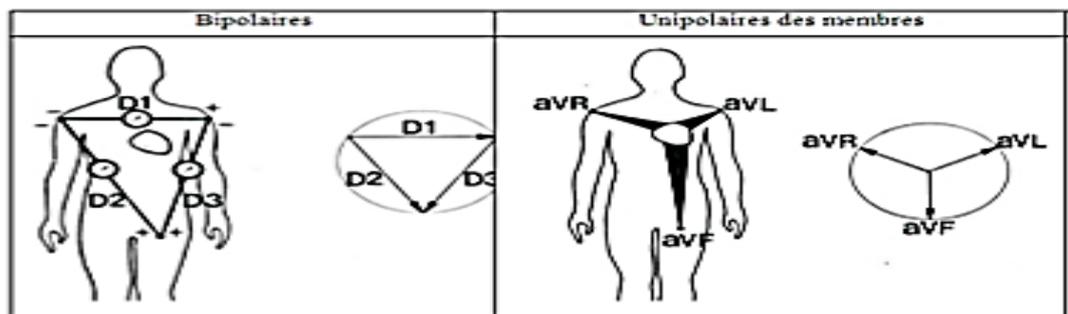


Figure1.9 : Les dérivations des membres

### 1.3.5.2. Les dérivations précordiales

Les dérivations précordiales sont unipolaires et explorent l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal. Elles correspondent aux électrodes placées sur la poitrine du patient (V1, V2, V3, V4, V5, V6) (figure 1.10) [8] .

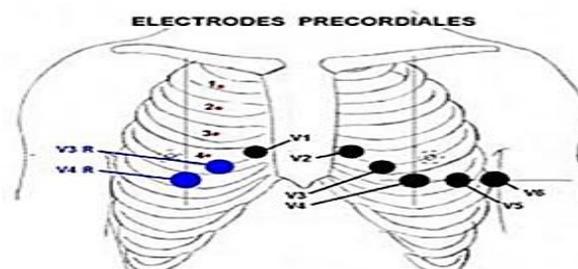


Figure1.10 : Les dérivations précordiales

## 1.4. Phonocardiographie

### 1.4.1. Présentation

La phonocardiographie est l'examen qui a pour but d'enregistrer les bruits normaux ou pathologiques du cœur et de les visualiser par un graphique. Elle est prescrite lorsque le médecin perçoit à l'auscultation au stéthoscope des bruits anormaux tels qu'un souffle (dû à un rétrécissement d'une valvule cardiaque ou à une fuite du sang en amont de la valvule) ou encore un éclat ou un dédoublement d'un bruit (dû à la fermeture retardée d'une des valvules) [3].

### 1.4.2. Phonocardiogramme

Le signal phonocardiographique (PCG) est une représentation des bruits cardiaques au cours du temps. C'est un signal non stationnaire qui peut aller jusqu'à 500 Hz dans certaines pathologies cardiovasculaires. Des souffles surajoutés peuvent venir occuper des phases systolique et diastolique, et ce suite au rétrécissement ou à la régurgitation des quatre valvules cardiaques. Ce signal met en évidence quatre bruits cardiaques notés B1 B2 B3 et B4 [12].

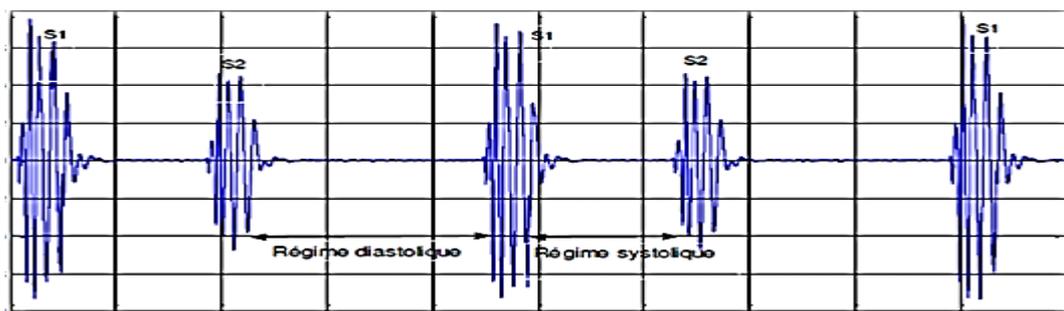


Figure 1.11 : Phonocardiogramme

### 1.4.3. Auscultation cardiaque

L'auscultation est l'une des techniques les plus utiles pour le diagnostic de la maladie du cœur; autrement dit, l'auscultation du cœur s'intéresse principalement à l'écoute des bruits qui se produisent à l'intérieur de l'organisme par l'intermédiaire d'un stéthoscope. Les bruits des

battements cardiaques sont principalement causés par la turbulence du sang au moment de la fermeture des valves [13].

### 1.4.3.1. Les foyers d'auscultations

Les bruits du cœur s'entendent en tout point de la surface thoracique, avec un maximum d'intensité et de netteté dans la région précordiale, Cependant, en raison de la position du cœur dans le thorax et des causes des bruits cœur , il existe des points particuliers de la surface thoracique au niveau desquels chaque bruit est entendu d'une manière sinon exclusive mais préférentielle. C'est ainsi que le foyer d'auscultation de l'orifice mitral est situé au niveau de la pointe du cœur (5<sup>ème</sup> espace intercostal gauche, sous le mamelon), celui de l'orifice aortique sur sternum, à hauteur des 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> espaces intercostaux. Pour les orifices du cœur droit, le foyer tricuspide est situé dans la région de l'appendice xyphoïde et celui de l'artère pulmonaire est voisin de l'orifice aortique [14].

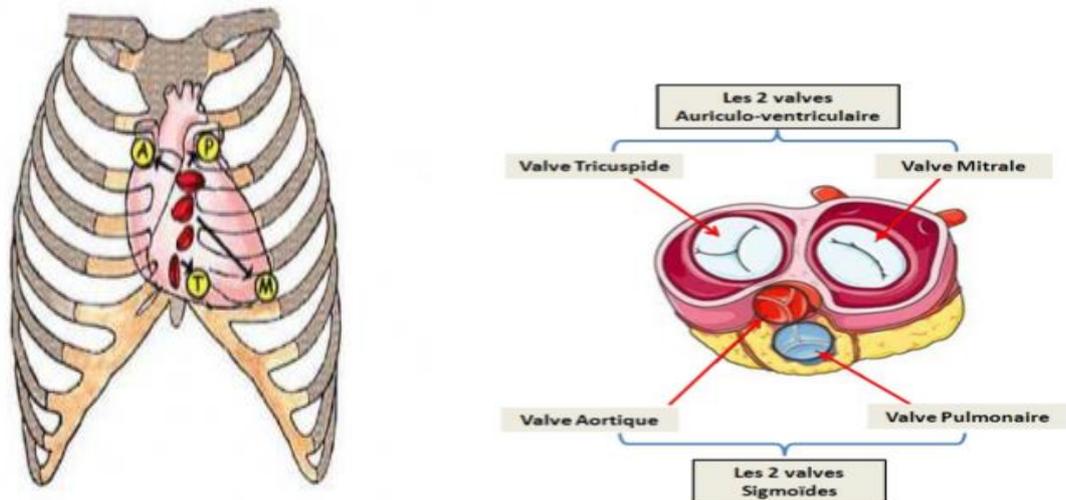


Figure 1.12 : Foyers d'auscultations

### 1.4.3.2. Les bruits cardiaques

#### 1.4.3.2.1. Le bruit B1

Ce bruit cardiaque (B1) est caractérisé par son contenu fréquentiel de basses fréquences par rapport au bruit B2 du même cycle cardiaque. Marquant le début de la systole ventriculaire, ce

bruit se trouve, en sa grande proportion en terme d'énergie, généré par la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires mitrale et tricuspide [15].

Le bruit cardiaque B1 est constitué par quatre groupes de vibrations, comme illustré dans la (figure 1.13) :

1. Oscillations de faible amplitude et de basse fréquence, non audibles, elles correspondent au début de la contraction ventriculaire.
2. Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant aux fermetures des valvules auriculo-ventriculaires mitrale (M1) et tricuspide (T1).
3. Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant à l'ouverture des sigmoïdes
4. Oscillations de faible amplitude et de basse fréquence, non audibles, dues à l'écoulement turbulent du sang dans l'aorte et l'artère pulmonaire, brusquement dilatée au début de l'éjection ventriculaire [15].

#### **1.4.3.2.2. Le bruit B2**

Ce bruit cardiaque est caractérisé par son contenu acoustique de fréquences aigues. Il est plus sec et plus claquant que le bruit B1, et de tonalité plus élevée et peut atteindre des fréquences jusqu'à 200 Hz. Il correspond aux fermetures des sigmoïdes aortique et pulmonaire. Ce deuxième bruit marque le début de la diastole ventriculaire, sa durée ne dépasse pas généralement 100 ms [15].

Le bruit B2 est essentiellement composé de deux groupes de vibrations comme illustré dans la figure (1.13)

1. vibrations de faible amplitude non audible à cause des tourbillons sanguins précédant la fermeture des sigmoïdes.
2. vibrations audibles de hautes fréquences dues aux fermetures des sigmoïdes aortique et pulmonaire, notées respectivement A2 et P2. Chacune des composantes

A2 et P2 dure moins de 50 ms, et sont généralement séparées par un intervalle de temps de 3 à 4 ms qui augmente lors de l'inspiration [15].

#### 1.4.3.2.3. Bruit B3 et bruit B4

Il y a également un troisième et un quatrième bruit cardiaque (B3 et B4) qui peuvent parfois être visibles sur un signal phonocardiogramme PCG [15].

**Le troisième bruit B3** survient à la fin de la phase de remplissage ventriculaire rapide, et son apparition est après le bruit B2, comme illustré dans la figure (1.13). Il est habituellement de basse fréquence et peut s'entendre normalement chez l'enfant ou chez l'adulte au-dessous de 30 ans. Au-delà de cet âge, sa présence témoigne le plus souvent d'un état pathologique [15].

Par contre, **le quatrième bruit B4** débute juste avant le premier bruit B1, comme illustré dans la figure (1.13). Il est habituellement de basse fréquence, il répond à la contraction auriculaire. Il n'est jamais audible normalement, et son accentuation témoigne d'une hyperactivité auriculaire, droite ou gauche (galop pré-systolique). Chez les personnes âgées de plus de 50 ans, le signal phonocardiogramme enregistre constamment (même si l'oreille ne le perçoit pas toujours) un 4ème bruit B4 [15].

La figure 1.13 illustre un schéma qui montre les différentes composantes des bruits cardiaques B1, B2, B3 et B4 ainsi une illustration de leurs causes physiologiques. Uniquement le côté gauche du cœur est affiché dans cette figure.

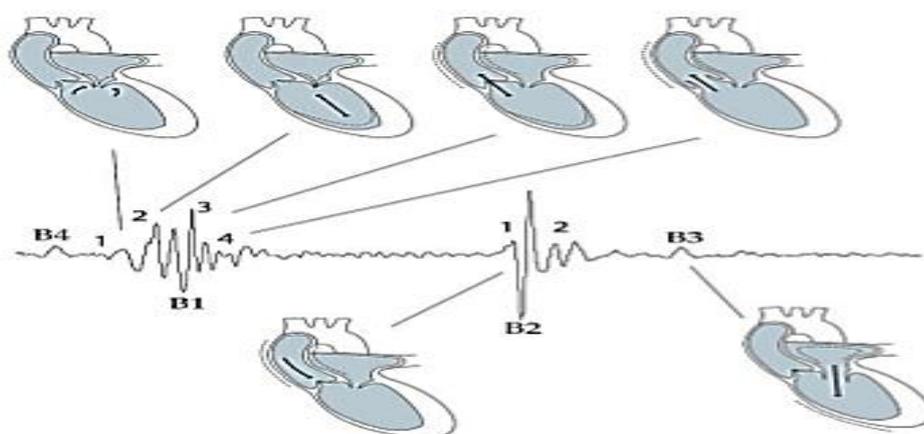


Figure 1.13 : Relation entre les bruits cardiaque et la contraction cardiaque

### 1.4.3.3. Les souffles cardiaques

Les souffles sont des vibrations prolongées dues à un écoulement turbulent du sang. Les souffles cardiaques sont des sons de haute fréquence résultant de la circulation sanguine turbulent. Le flux turbulent est causé par des anomalies telles que la constriction ou les fuites des valves cardiaques, ils sont décrits selon la position dans le cycle cardiaque (systolique ou diastolique). Et sont généralement associées à des états pathologiques tels que la sténose valvulaire cardiaque ou d'insuffisance [16].

### 1.4.4. Les caractéristiques du signal PCG

Ce tableau montre les caractéristiques du PCG :

Les bruits	Localités (ms)	La durée (ms)	Bande de fréquence ( HZ)
<b>B1</b>	10-50 après le pic R dans l'ECG	<b>100-160</b>	<b>10-140</b>
<b>B2</b>	280-360 après le pic R dans l'ECG	<b>80-140</b>	<b>10-400</b>
<b>B3</b>	440-460 après le pic R dans l'ECG Ou 120-180 après la clôture des valves sigmoïdes	<b>40-80</b>	<b>15-60</b>
<b>B4</b>	40-120 après l'onde P dans l'ECG	<b>30-60</b>	<b>15-45</b>

**Tableau 1.2 : Les caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG [11]**

## 1.5. Conclusion

Dans ce chapitre on a fait un aperçu sur l'anatomie du cœur et sa physiologie, ainsi une description détaillée des deux signaux ECG et PCG et ses différentes composantes étaient fait.

Un intérêt particulier à l'activité électrique et mécanique et la synchronisation existante entre eux est mise en exergue.

Dans le chapitre suivant, une étude théorique sur les différents circuits entrant dans la réalisation de ce dispositif sont décrits et étudiés.

# Chapitre 02

## étude théorique des circuits de détection des signaux ECG et PCG

## 2.1. Introduction

Dans ce chapitre, Une analyse théorique de chaque bloc du système de détection des signaux ECG et PCG sera présentée afin de mieux expliquer et apparaitre sa fonction et sa contribution dans la chaine d'acquisition. Pour assurer cette détection il est nécessaire d'utiliser des capteurs pour l'acquisition de ces signaux et une partie analogique de mise en forme constituée d'un étage d'amplification et un autre de filtrage pour faire un premier traitement. Enfin une carte Arduino sera employée pour numériser les signaux acquis.

Le circuit se présente selon le schéma bloc donné sur la figure (2.1) ci-dessous. Il est constitué de deux grandes parties, une partie qui concerne le circuit d'acquisition du signal ECG, et une partie qui concerne l'acquisition du signal PCG.

Chaque partie est constituée : d'un capteur (les électrodes pour l'ECG et le microphone pour le PCG), d'un circuit de mise en forme de signal (amplification et filtrage), d'un circuit d'offset, d'un générateur de tension négative et d'une carte ARDUINO.

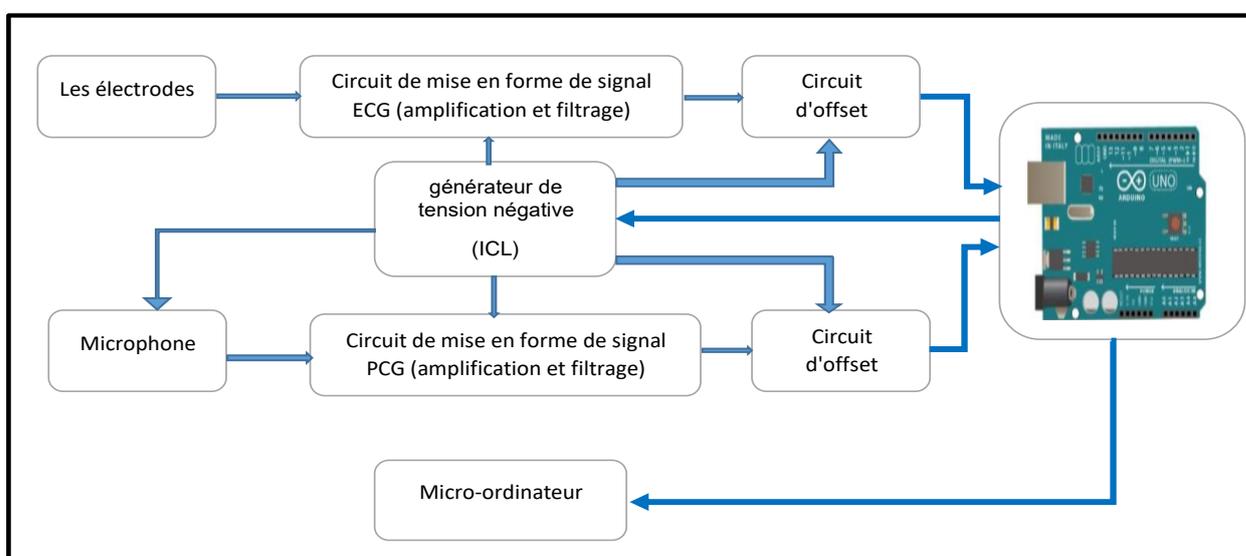


Figure 2 .1 : Schéma synoptique du système de détection des signaux PCG et ECG

## 2.2. Les capteurs biomédicaux

Le capteur est l'élément principal d'un instrument de mesure auquel est directement appliquée à la grandeur à mesurer. Son rôle est de transformer les valeurs de cette grandeur appelée mesurande, en signaux électriques exploitables par les autres éléments de la chaîne de mesure [15].

### 2.2.1. Capteur d'électrocardiographie (les électrodes)

#### 2.2.1.1. Définition

L'électrode (capteur) est le premier élément de la chaîne de mesure. Les électrodes peuvent être disposées sur différents endroits sur le corps. Ces endroits sont standardisés et sont connus par dérivation. Il existe douze dérivation standards (6 des membres et 6 précordiales). Dans notre cas une seule dérivation est réalisée (il s'agit de la dérivation DII). Ainsi deux électrodes sont utilisées. La troisième électrode est celle du pied Droit. Cependant pour assurer une bonne détection de l'ECG, les électrodes doivent s'adapter au milieu biologique, sans initier des réactions nuisibles pour les tissus excitables avec lesquels elles sont supposées maintenir un contact permanent, aussi de la sécurité et du confort du patient. De plus, elles doivent posséder une bonne résistance mécanique pour ne pas céder une fois fixées [17].

#### 2.2.1.2. Classification des électrodes

On peut classer les électrodes suivant différents critères : La polarisation, la fabrication et la géométrie.

### A. Electrodes polarisables et électrodes non polarisables

Une électrode sera dite polarisable ou non polarisable selon son comportement face au passage d'un courant. Pour le premier type, l'électrode ne reprend pas sa tension initiale après avoir été parcourue par un courant .Ce changement est due à la modification de la nature physique de l'interface électrode-électrolyte causée par le passage direct de charges à travers

cette dernière .Par contre, dans le cas des électrodes dites non polarisables , le transfert de charge au niveau de l'interface électrode-électrolyte s'effectue d'une manière similaire au transfert de charge à travers un condensateur , ce qui ne modifie que temporairement la tension de l'électrode [11] .

## B. Classification selon le matériau de fabrication

Le matériau utilisé joue un rôle capital dans la fabrication d'une électrode. Il détermine la qualité du transfert de charge entre le stimulateur et les tissus. On distingue des électrodes faites à base de métaux nobles et ses alliages sont les plus utilisés à cause de leur grand taux d'injection de charge. Dans l'ensemble, ces électrodes présentent une plus grande résistance aux corrosions comparées aux électrodes en métaux courantes [11].

## C. La géométrie de l'électrode

En fonction de son activité première et de la région du corps ou celle-ci sera installée, l'électrode peut avoir des formes géométriques complètement différentes :

- Electrode à usage unique.
- Electrode à ventouse.
- Electrode à pinces [11].



Figure 2.2 : Les différents types des électrodes en fonction de leurs géométries

- Dans ce travail nous utilisons les électrodes à usage unique.

## 2.2.2. Le microphone

### 2.2.2.1. Définition

Le microphone est un capteur qui convertit l'énergie du son (sous forme de pression) en énergie électrique. Toutefois, cette transformation ça diffère d'un microphone à un autre.

On distingue plusieurs types de microphones, notamment : les microphones dynamiques, statiques, piézoélectriques, et à électret.

#### Microphones dynamiques

Ce type de microphone se compose d'une membrane en plastique ou en métal qui est liée à un aimant qui se trouve au milieu d'une bobine en cuivre. Les vibrations sonores percutent la membrane ce qui provoque le déplacement en va et vient de l'aimant, ce qui permet de créer une tension qui varie aux bornes de la bobine. Cette tension est l'image du mouvement de l'aimant et donc de la membrane. Ce type de microphone a une capacité de supporter les fortes pressions sonores mais à une faible sensibilité [12].

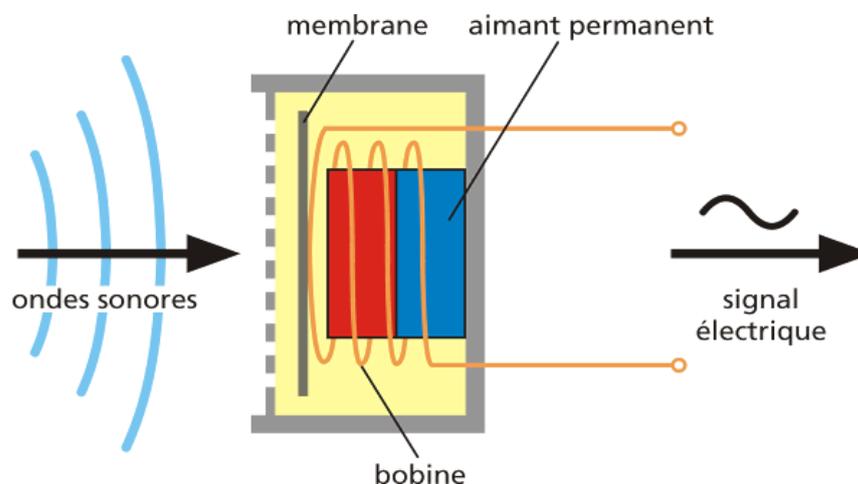
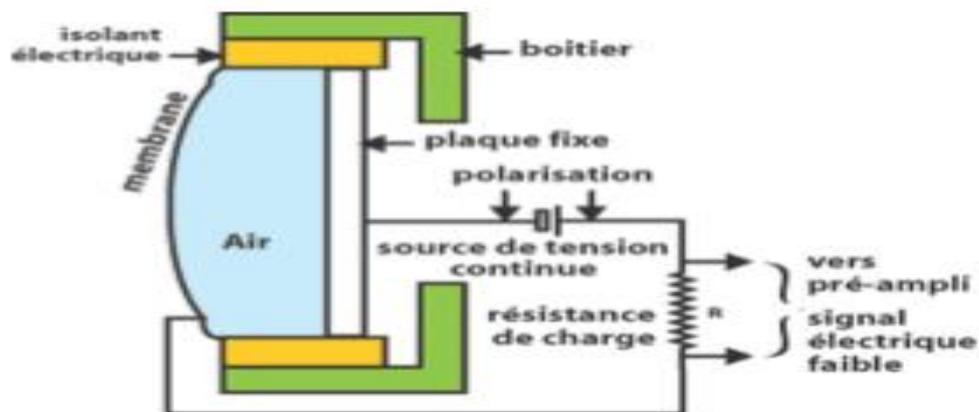


Figure 2.3 : Microphone dynamique

#### Microphones statiques ou à condensateur

A la différence de microphone dynamique, le microphone électrostatique ne met pas en jeu un dispositif mobile solidaire d'une bobine, mais il se compose d'un diaphragme flottant qui se forme de deux armatures de condensateur. Ses deux derniers peuvent se rapprocher et s'éloigner

par l'impact de la variation de pression provoquée par l'onde sonore, ce qui résulte d'une variation de distance entre les deux plaques qui modifie la capacité du condensateur. A la sortie, un signal électrique dont les variations sont à l'image de celles de la pression acoustique est récupéré [12].

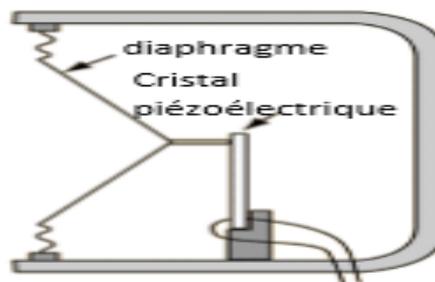


**Figure 2.4 : Microphone statique ou à condensateur**

Le corps du microphone renferme un préamplificateur et un transformateur de sortie pour d'une part élever le niveau du signal et d'autre part abaisser l'impédance de sortie du microphone. Ce type de microphone nécessite une alimentation externe pour la polarisation des deux armatures du condensateur. Ils sont susceptibles de délivrer une tension de sortie très importante avec une sensibilité considérable et un faible bruit, ce qui permet un enregistrement de haute qualité [12].

### **Microphones piézoélectriques**

Les microphones piézoélectriques, dits également à contact, exploitent le phénomène décrit et quantifié par l'effet piézoélectrique qui stipule que lorsqu'une force appliquée sur certains matériaux dit piézoélectriques (quartz par exemple), induit une déformation donnant naissance à une tension électrique.



**Figure 2.5: Microphone piézoélectrique**

En subissant le signal acoustique, la membrane vibre et comprime le cristal. Grâce au phénomène de piézoélectricité, une tension est engendrée en sortie. Ce type de microphones est caractérisé par une bonne sensibilité, mais à un coût important [12].

### **Microphones à électret**

Ce microphone fait partie de la famille électrostatique. Ce type de microphone est doté d'un matériau diélectrique appelé électret qui présente un état de polarisation permanent d'une charge qui diminue au fil du temps.

La polarisation donne un comportement capacitif à l'électret. L'impédance de sortie est alors très élevée, ce qui requiert l'utilisation d'un convertisseur courant tension afin de pouvoir recueillir un signal en sortie. Les microphones à électret commercialisés comportent un transistor à effet de champ intégré qui assure le rôle de convertisseur courant tension et permet une bonne adaptation en impédance. Par voie de conséquence, ce type de microphone nécessite une alimentation externe en tenant compte d'une polarisation correcte lors de l'utilisation. Les microphones à électret sont caractérisés par une taille réduite et un coût relativement faible [12].

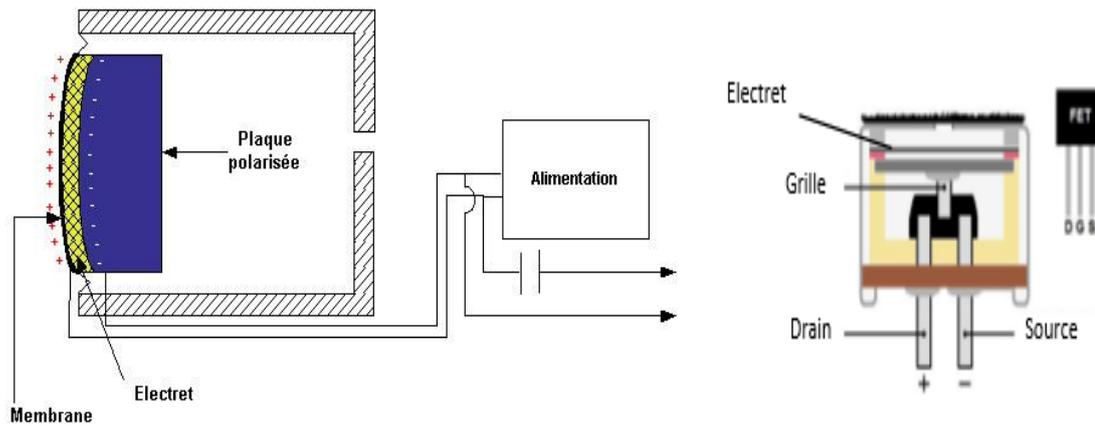


Figure 2.6 : Microphones à électret

Deux types de microphones à électret existent ; les microphones à électret à capsule de deux et de trois pattes. Pour le premier type, la broche d'alimentation est commune à la broche de sortie, comme illustré sur la Figure II .6. Pour le deuxième type, une patte spécifique d'alimentation est prévue tout en gardant la possibilité de câbler ce microphone comme étant celui de deux pattes.

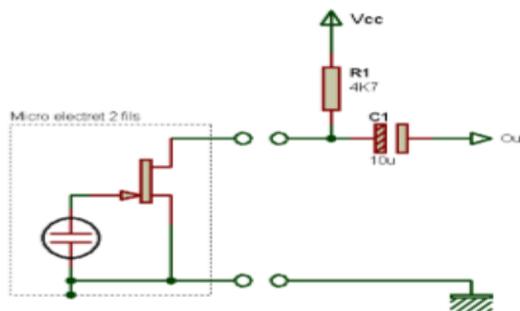


Figure 2.7 : Microphone à électret à capsule de deux pattes

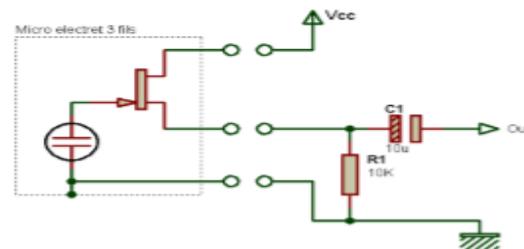


Figure 2.8 : Microphone à électret à capsule de trois pattes

Le microphone est constamment polarisé par une tension d'alimentation continue. Dans la configuration à deux pattes, la résistance R1 permet de polariser le transistor FET. Le condensateur C1 permet de bloquer la composante continue de la tension recueillie. Par voie de conséquence, le signal de sortie est purement alternatif.

### 2.2.2.2. Comparaison entre les différents types des microphones

Le tableau ci-dessous représente une comparaison entre les types des microphones

	Microphone ECM	Microphone dynamique	Microphone piézoélectrique	Préférence
Cout	Faible	Faible	Important	ECM/Dynamique
Sensibilité	Bonne	Faible	Bonne	ECM/Piézo
Dimension	Petite	Grand	Petit	ECM/Piézo
Bande fréquentielle	[20 HZ-20KHZ]	[50 HZ-20KHZ]	[10 HZ-20KHZ]	ECM/Piézo

**Tableau 2.1 : Comparaison entre les différents types des microphones [12]**

- Dans ce projet nous utilisons le microphone à électret car il est : peu coûteux, très robuste, on a la possibilité de miniaturisation extrême et il a une bonne Sensibilité .il est utile pour des conditions de prise de son difficiles (humidité, froid.). IL a à une faible sensibilité aux bruits de manipulation donc il est sensible uniquement aux bruits cardiaques.

## 2.3. Mise en forme

### 2.3.1. Etage d'amplification

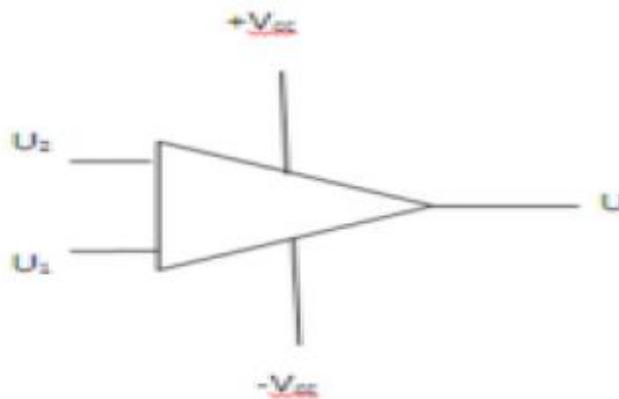
L'amplification consiste à faire augmenter l'amplitude de signaux de faible amplitude. Le signal amplifié préserve le contenu fréquentiel du signal original [18].

#### 2.3.1.1. Amplificateur opérationnel

L'amplificateur opérationnel (AOP) est un composant intégré essentiel en électronique. Son rôle principal est d'assurer la fonction d'amplification. C'est un composant actif qui nécessite donc une alimentation en tension [19].

Par définition un AOP parfait ou idéal possède les caractéristiques suivantes :

- Les impédances des entrées « + » et « - » sont infinies, ce qui signifie que les courants entrants dans ces bornes sont nuls :  $i_+ = i_- = 0$ .
- L'impédance de sortie est nulle, ce qui signifie que la tension de sortie  $v_s$  est indépendante du courant délivré par l'AOP.
- L'amplification différentielle est infinie :  $A_d = \infty$ .
- L'amplification différentielle est indépendante de la fréquence des signaux d'entrée



**Figure 2.9 : Amplificateur opérationnel**

- Dans notre travail nous avons utilisé : 3 types d'AOP : le UA741, le TL081 et le TL071.
- Dans le circuit de l'électrode du pied droit nous avons utilisé le TL071
- Le filtre passe haut actif de l'ECG et l'étage d'amplification du PCG sont basés sur le UA741
- Nous avons utilisé le TL081 pour la réalisation du suiveur (dans le circuit d'ECG), du circuit de l'offset et du filtre passe haut actif du PCG

### 2.3.1.2. Amplificateur d'instrumentation

Le signal électrocardiographique issu des électrodes est de très faible niveau (quelques mv) noyé très souvent dans du bruit ; il est alors indispensable de l'amplifier. En fait cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Il faut donc faire une amplification

« sélective » qui élimine ou atténue fortement tout signal ne contenant pas d'information pour ne garder que le signal capteur. On fait appel pour cela à l'amplificateur d'instrumentation qui adapte le signal utile à la chaîne d'acquisition de manière la plus précise. [16]

### **2.3.1.2.1. Les caractéristiques d'un amplificateur d'instrumentation**

L'amplificateur d'instrumentation idéal est caractérisé par :

- une impédance d'entrée infinie.
- une impédance de sortie nulle.
- un TRMC infinie.
- un Gain différentiel réglable.
- Une faible dérive en température.
  - o Dans ce PFE nous avons utilisé le AD620 comme un préamplificateur dans la mise en forme de l'ECG.

#### **Les caractéristiques de l'AD620 :**

- Un gain  $G$  assez élevé ( $G$  allant de 1 à 10.000), ajustable par une seule résistance externe.
- Un taux de réjection en mode commun élevé.
- Une faible valeur d'offset.

### **2.3.2. Etage de filtrage**

Les signaux physiologiques sont souvent noyés dans différentes sources de bruit donc il est nécessaire de passer par une étape de filtrage pour séparer les signaux utiles des signaux indésirables.

#### **2.3.2.1. Les types des filtres**

On distingue deux types des filtres :

**a. Les filtres numériques :** Requièrent une numérisation préalable du signal d'entrée dont il faut modifier les valeurs numérisées à l'aide d'opérateurs numériques. Cette appellation

correspond également à des algorithmes de filtrage numérique s'exécutant sur ordinateur, et ce après acquisition [18].

**b. Les filtres analogiques :** agissent directement sur le signal analogique d'entrée et utilisent des composants analogiques ; à savoir des résistances, des condensateurs et des bobines. Le filtre est dit actif suite à la présence d'un élément actif, tel que les amplificateurs opérationnels [18].

-Dans ces deux types on trouve :

**1.Filtre passe bas :** laisse passer les fréquences en dessous de la fréquence de coupure.

**2.Filtre passe haut :** laisse passer les fréquences au-dessus de la fréquence de coupure.

**3.Filtre passe bande (sélecteur de bande ou de fréquence) :** élimine les fréquences comprises entre les deux fréquences de coupure.

**4.Filtre coupe bande (rejecteur de bande ou de fréquence) :** laisse passer les fréquences comprises entre les deux fréquences de coupure.

**5.Filtre notch 50 Hz :** Ce filtre permet de supprimer la composante secteur EDF tout en préservant le contenu fréquentiel des signaux de mesures (ECG, PCG, ...)

- Le choix du filtre dépend de la bande fréquentielle du signal utile.

Dans ce projet nous avons utilisé des filtres analogiques :

**Pour l'ECG :** -Un filtre passe bas passif du premier ordre.

-Un filtre passe haut actif du premier ordre.

- Un filtre rejecteur de 50 Hz.

**Pour le PCG :** - Un filtre passe bas passif du premier ordre.

-Un filtre passe haut actif du deuxième ordre « *sallen et key* ».

## 2.4. L'acquisition des signaux

### 2.4.1. L'offset

Les signaux physiologiques sont des signaux bipolaires et puisqu'on va utiliser la carte Arduino Uno pour la numérisation de données on doit ajouter une tension d'offset car seules les valeurs positives des signaux seront numérisées en utilisant cette carte.

## 2.4.2. La carte Arduino

### 2.4.2.1. Présentation de la carte Arduino

Le projet « Arduino » a été initié par un groupe d'enseignants et d'étudiants d'une école de design italienne en 2004 – 2005[20].

L'Arduino est une carte électronique en Matériel Libre pour la création artistique interactive.

Elle peut servir :

- 1/ pour des dispositifs interactifs autonomes simples
- 2/ comme interface entre capteurs/actionneurs et ordinateur
- 3/ comme programmeur de certains microcontrôleurs [21]

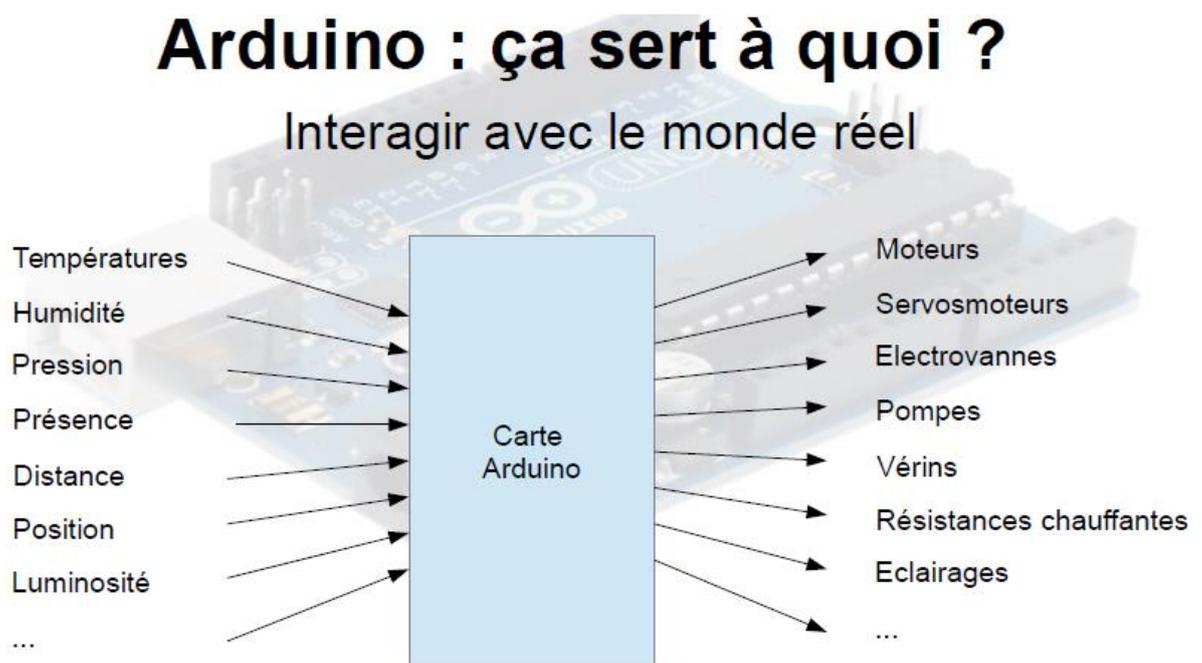


Figure 2.10 : Rôle de la carte Arduino

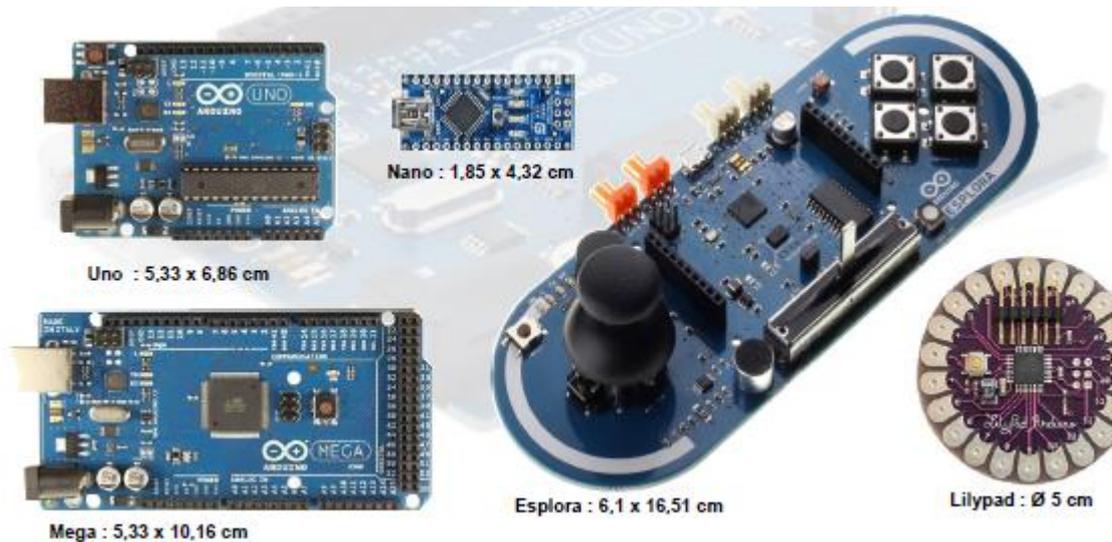


Figure2.11 : les types des cartes Arduino

#### 2.4.2.2. Caractéristiques techniques de l'Arduino UNO

Un des modèles les plus répandus de carte Arduino est l'Arduino UNO. C'est la première version stable de carte Arduino. Elle possède toutes les fonctionnalités d'un microcontrôleur classique en plus de sa simplicité d'utilisation. Elle utilise une puce ATmega328P (1) cadencée à 16Mhz.

Elle possède 32ko de mémoire flash destinée à recevoir le programme, 2ko de SRAM (mémoire vive) et 1 ko d'EEPROM (mémoire morte destinée aux données).

Elle offre 14 pins (broches) d'entrée/sortie numérique (données acceptées 0 ou 1) (2) dont 6 pouvant générer des PWM (Pulse Width Modulation, détaillé plus tard).

Elle permet aussi de mesurer des grandeurs analogiques grâce à ces 6 entrées analogiques (3).

Chaque broche est capable de délivrer un courant de 40mA pour une tension de 5V.

Cette carte Arduino peut aussi s'alimenter et communiquer avec un ordinateur grâce à son port USB (4). On peut aussi l'alimenter avec une alimentation comprise entre 7V et 12V grâce à son connecteur Power Jack (5) [22].

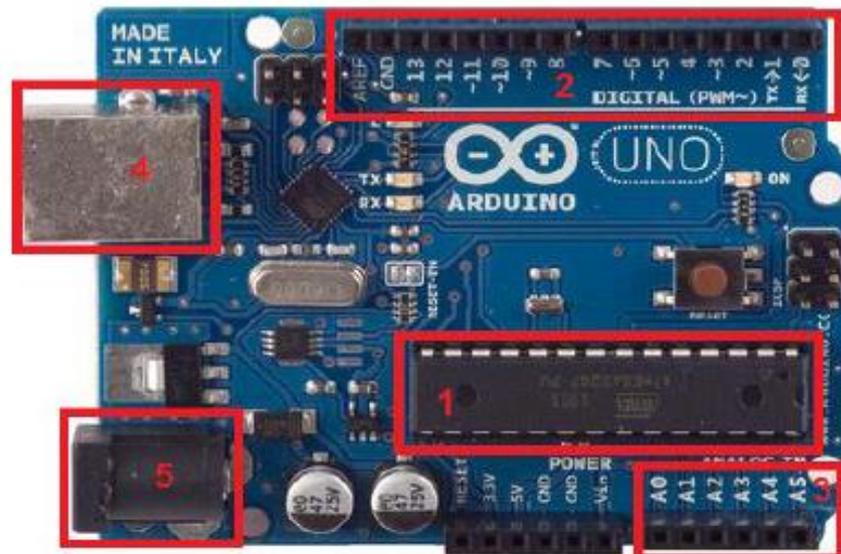


Figure 2.12 : la carte Arduino Uno

### 2.4.2.3. Les shields

Pour la plupart des projets, il est souvent nécessaire d'ajouter des fonctionnalités aux cartes Arduino. Plutôt que d'ajouter soit même des composants extérieurs (sur une platine d'essai, circuit imprimé, etc.), il est possible d'ajouter des shields. Un shield est une carte que l'on connecte directement sur la carte Arduino qui a pour but d'ajouter des composants sur la carte. Ces shield viennent généralement avec une librairie permettant de les contrôler.

On retrouve par exemple, des shields Ethernet, de contrôle de moteur, lecteur de carte SD, etc.

Le principal avantage de ces shields est leurs simplicités d'utilisation. Il suffit de les emboîter sur la carte Arduino pour les connecter, les circuits électroniques et les logiciels sont déjà faits et on peut en empiler plusieurs. C'est un atout majeur pour ces cartes pour pouvoir tester facilement de nouvelles fonctionnalités [22].

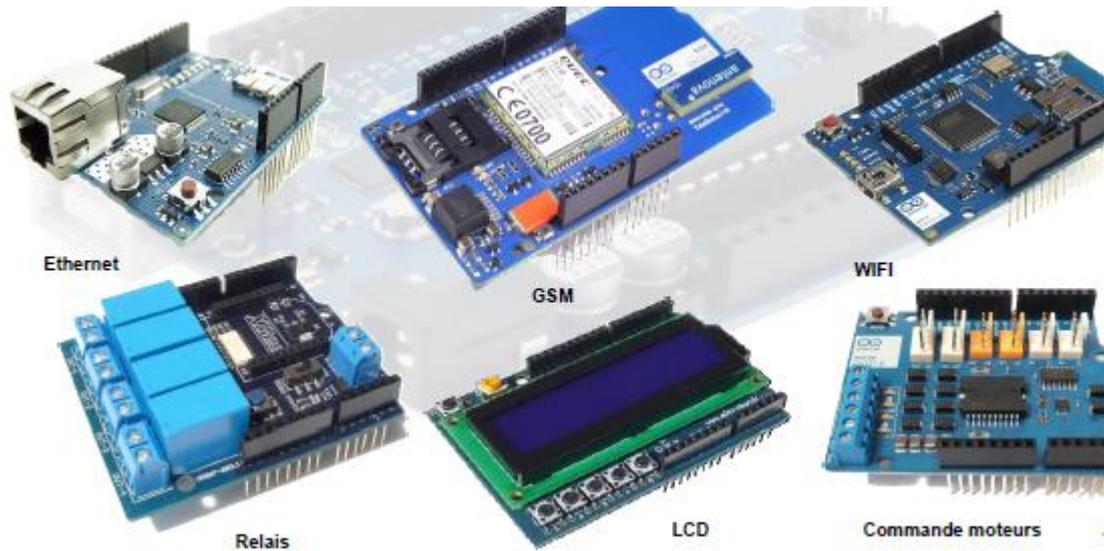


Figure 2.13 : Divers shields Arduino

#### 2.4.2.4. IDE Arduino

Un IDE (environnement de développement) libre et gratuit est distribué sur le site d'Arduino (compatible Windows, Linux et Mac) à l'adresse <http://arduino.cc/en/main/software>. D'autres alternatives existent pour développer pour Arduino (extensions pour Code Blocks, Visual Studio, Eclipse, XCode, etc.)

L'interface de l'IDE Arduino est plutôt simple, il offre une interface minimale et épurée pour développer un programme sur les cartes Arduino. Il est doté d'un éditeur de code avec coloration syntaxique (1) et d'une barre d'outils rapide (2). Ce sont les deux éléments les plus importants de l'interface, c'est ceux que l'on utilise le plus souvent.

On retrouve aussi une barre de menus (3) plus classique qui est utilisé pour accéder aux fonctions avancées de l'IDE. Enfin, une console (4) affichant les résultats de la compilation du code source, des opérations sur la carte, etc [22].

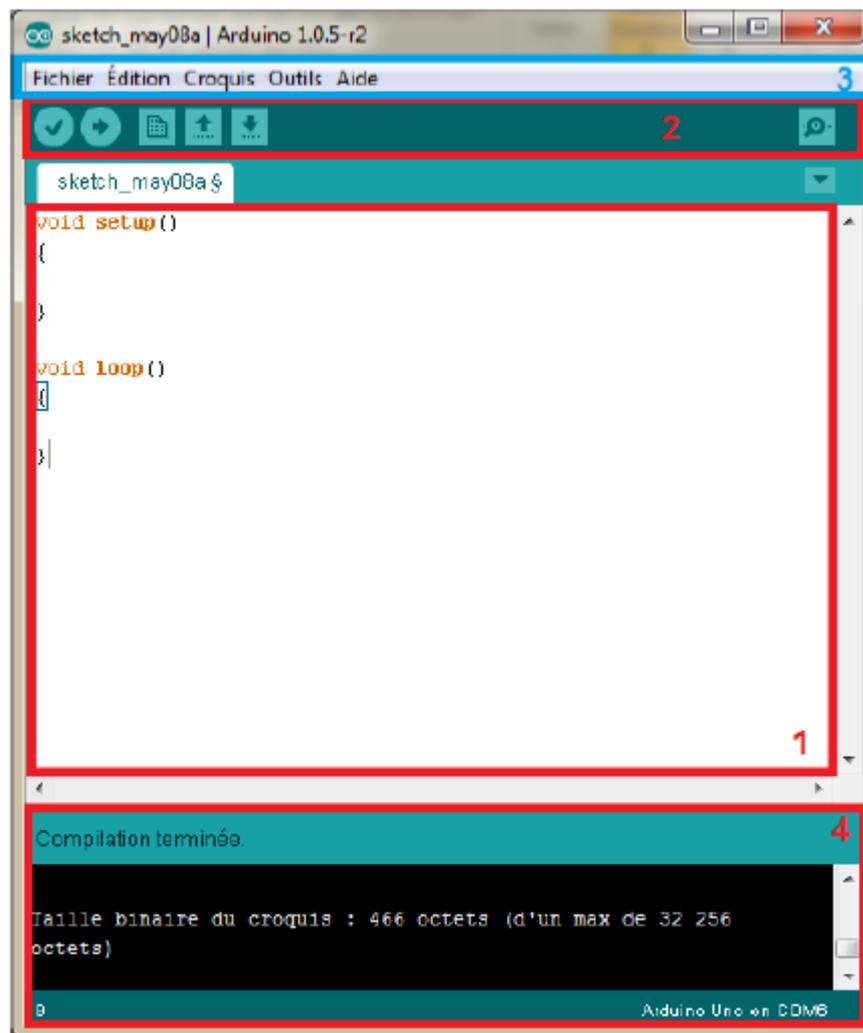


Figure2.14 : IDE Arduino

## 2.5. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons fait une étude théorique des différents étages constituant le dispositif de détection des signaux ECG et PCG dans laquelle une description détaillée de la partie capteur et de la partie mise en forme des circuits a été faite. De plus nous vous présentons la carte d'acquisition que nous avons utilisée.

Le chapitre suivant sera consacré pour l'étude pratique et la réalisation du système de détection des signaux ECG et PCG.

# Chapitre 03

## étude pratique et réalisation des circuits de détection des signaux ECG et PCG

### 3.1. Introduction

Dans ce chapitre, une description des différentes étapes de la réalisation du système de détection des signaux ECG et PCG sera présentée.

Notre système se compose de deux parties : un électrocardiographe et un phonocardiographe liés à la carte Arduino pour avoir des signaux numérisés.

Cette étude pratique est menée par un ensemble de test sur les différents blocs constituant la chaîne d'acquisition.

### 3.2. Réalisation des circuits d'ECG et PCG

#### 3.2.1. L'électrocardiographe

La réalisation d'un électrocardiographe comporte plusieurs étapes décrites comme il est indiqué ci-dessous :

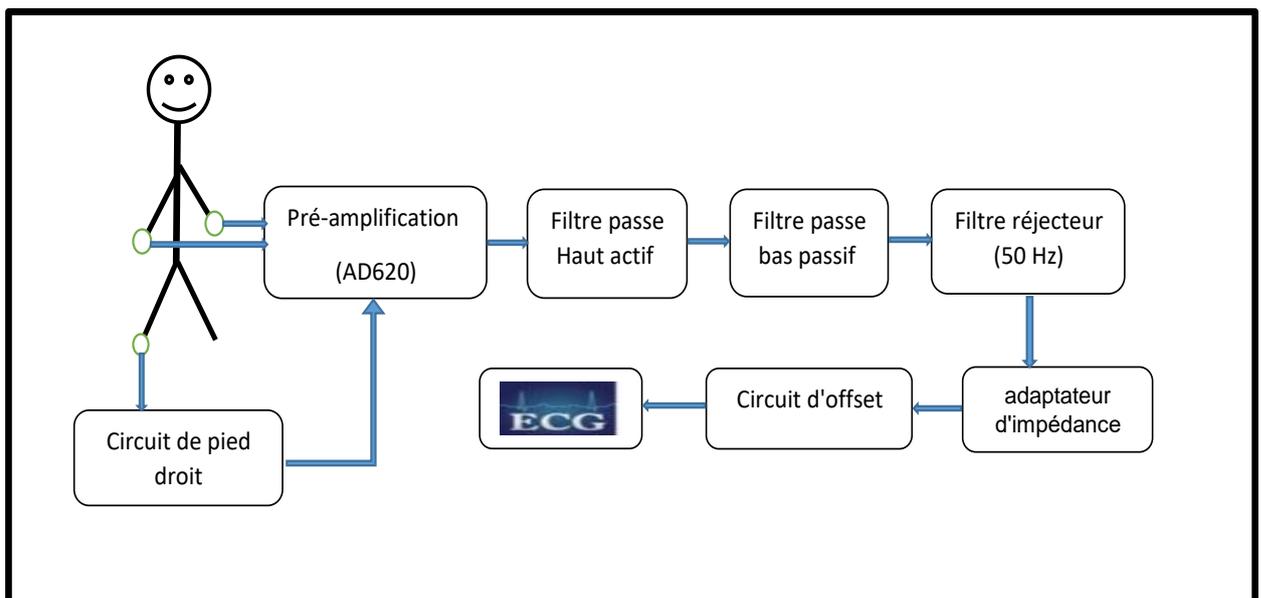


Figure 3.1 : schéma bloc de l'électrocardiographe

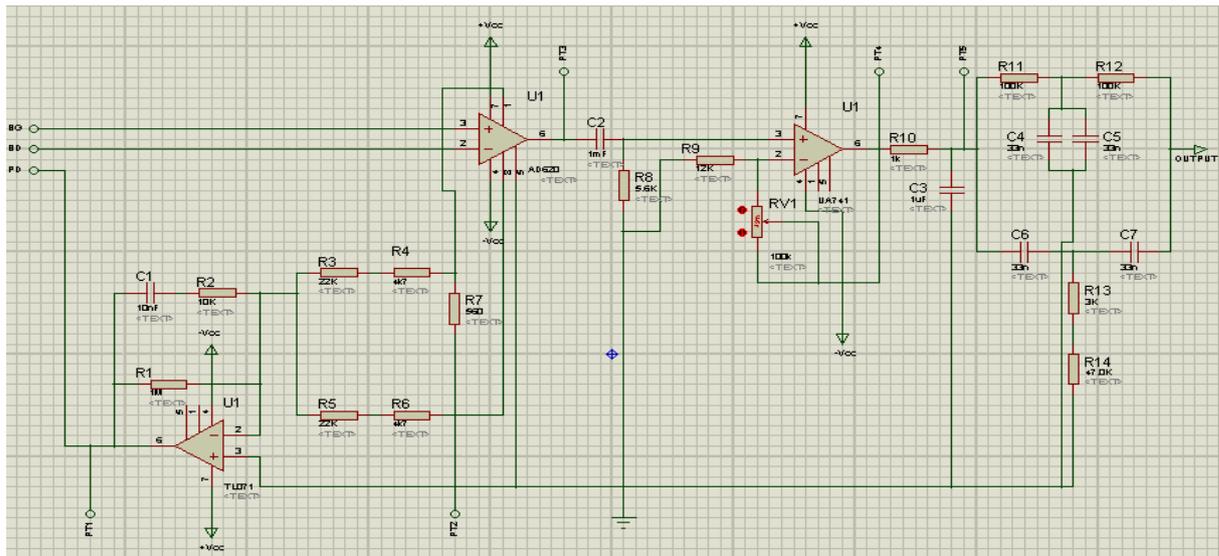


Figure 3.2 : schéma électrique de l'électrocardiographe

### 3.2.1.1. Préamplification

Le signal détecté aux bornes des électrodes est de faible niveau, il est de quelque dizaines de mV, donc afin de l'amplifier nous utilisons l'amplificateur d'instrumentation (AD620).

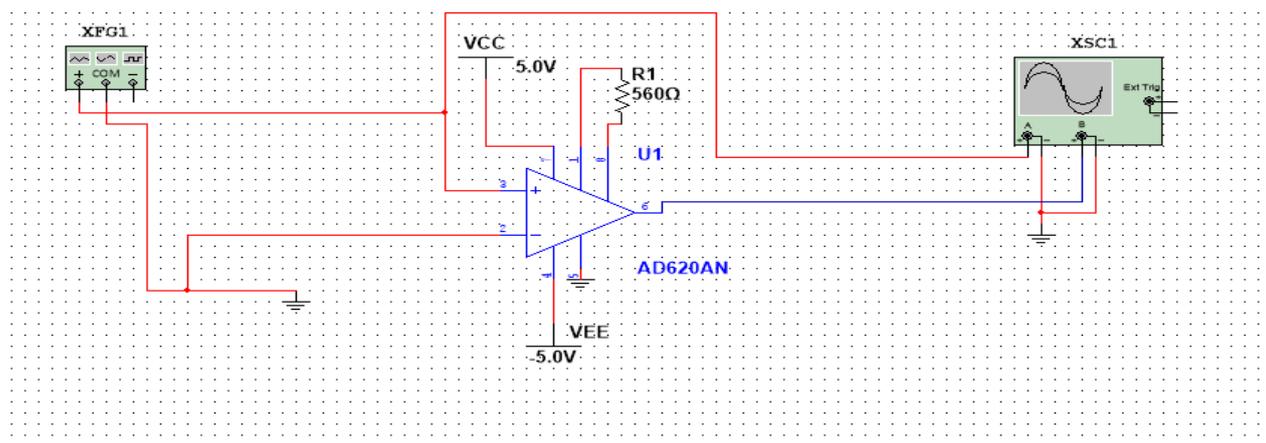


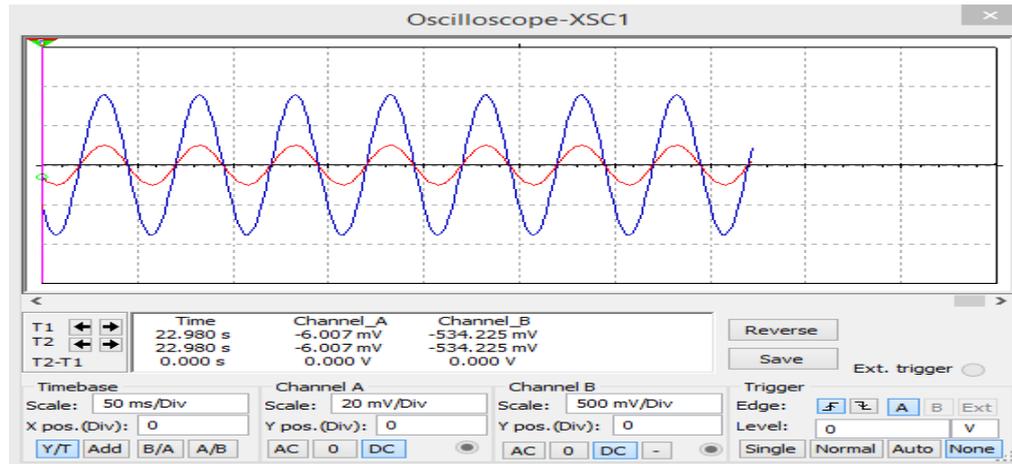
Figure3.3 : schéma électrique du circuit du préamplificateur

Le gain de l'AD 620 est donnée par l'équation suivante :

$$G = (49.4 \text{ K}\Omega / R_g) + 1 \dots \dots (\text{eq1})$$

- Pour avoir un gain de 90 nous avons utilisé une résistance de 560 Ohm.

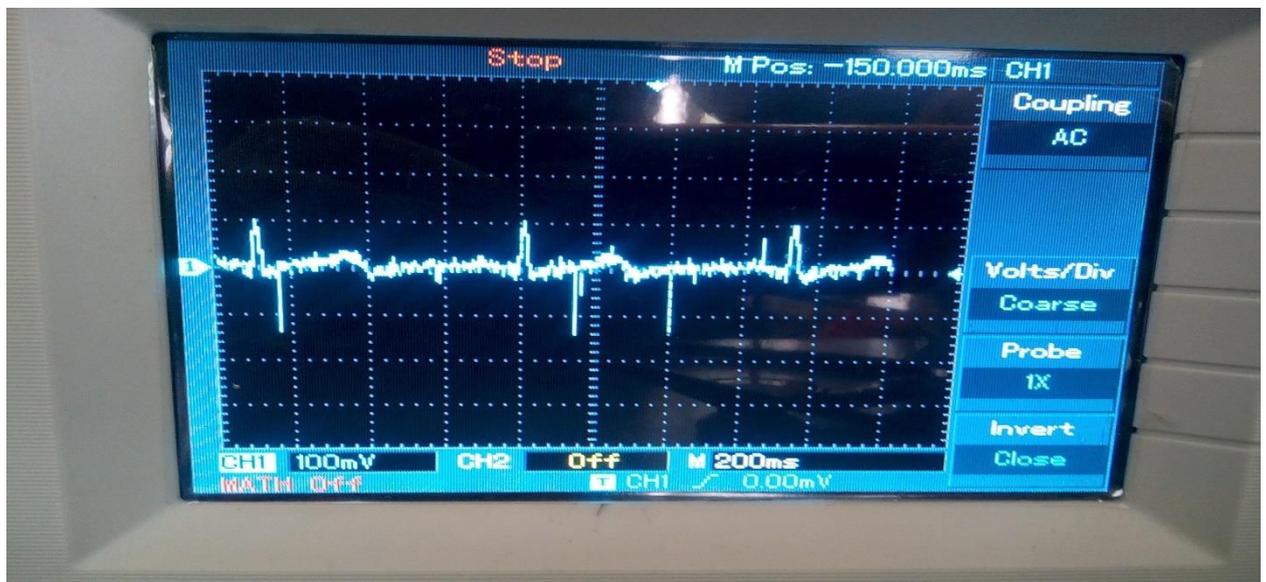
La figure 3.4 et 3.5 représentent la simulation du préamplificateur avec un signal sinusoïdal, et le signal ECG à la sortie de l'AD620 respectivement.



**Figure3.4 : Simulation du préamplificateur avec un signal sinusoïdal**

Le signal rouge représente le signal d'entrée alors que le signal bleu représente le signal sortant de l'AD620.

$$V_e=20\text{mV} , V_s=1800\text{mV} \text{ Donc } G=1800/20=90.$$

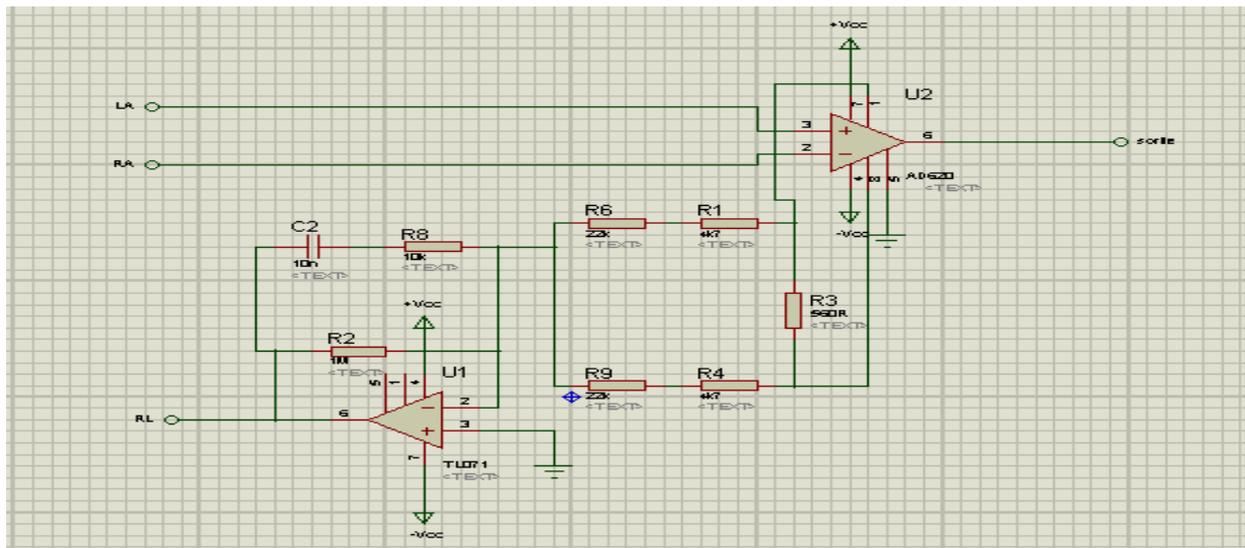


**Figure 3.5 : Le signal ECG à la sortie de l'AD620**

- L'amplitude à la sortie du préamplificateur est égale à 120mV

### 3.2.1.2. Circuit de l'électrode du pied droit

Ce circuit assure une bonne protection électrique au patient et permet de le protéger du risque des courants de fuites.



**Figure 3.6 : schéma électrique du circuit de l'électrode du pied droit**

L'électrode de pied droit n'est pas liée directement à la terre, elle est connectée à la sortie d'un amplificateur auxiliaire inverseur (TL071).

Les résistances  $(R_1+R_6)$  et  $(R_4+R_9)$  détectent la tension en mode commun sur le corps, puis elle sera inversée, amplifiée et injectée à l'électrode du pied droit. Cette tension négative réduit la tension en mode commun, et conduit le courant de fuite qui peut apparaître dans le corps vers la sortie de l'amplificateur auxiliaire.

Si une tension anormale entre le sujet et la terre apparaît, l'amplificateur auxiliaire se sature, permettant d'isoler le sujet qui sera lié à la terre par les deux résistances  $R_2$  et  $R_8$ .

- Lors de la réalisation des circuits imprimés nous avons divisés le système à plusieurs étages, et nous avons met le préamplificateur et le circuit de l'électrode du pied droit dans le même étage.

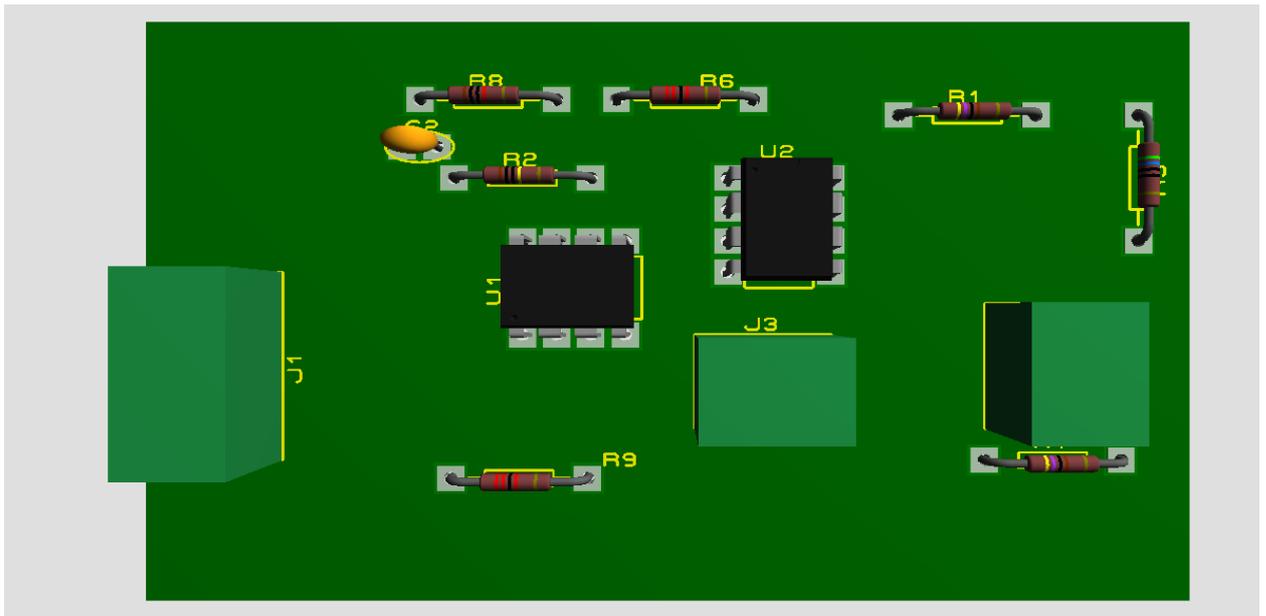


Figure 3.7 : visualisation 3D du circuit de préamplificateur et de l'électrode du pied droit

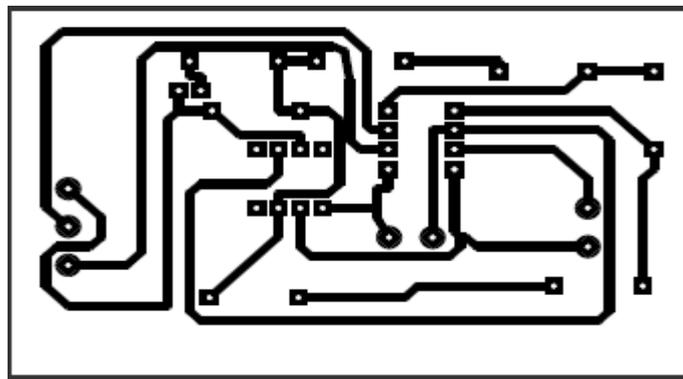


Figure 3.8 : circuit imprimé du circuit de préamplificateur et de l'électrode du pied droit



Figure 3.9 : Réalisation du circuit de préamplificateur et de l'électrode du pied droit

### 3.2.1.3. Filtrage

#### A-Filtre passe-haut actif

Le mouvement des électrodes due à la respiration ou au mouvement de sujet provoque des bruits de basse fréquence au niveau du signal ECG, pour supprimer ces bruits nous avons réalisé un filtre passe haut actif du premier ordre dont la fréquence de coupure est de 0.03Hz.

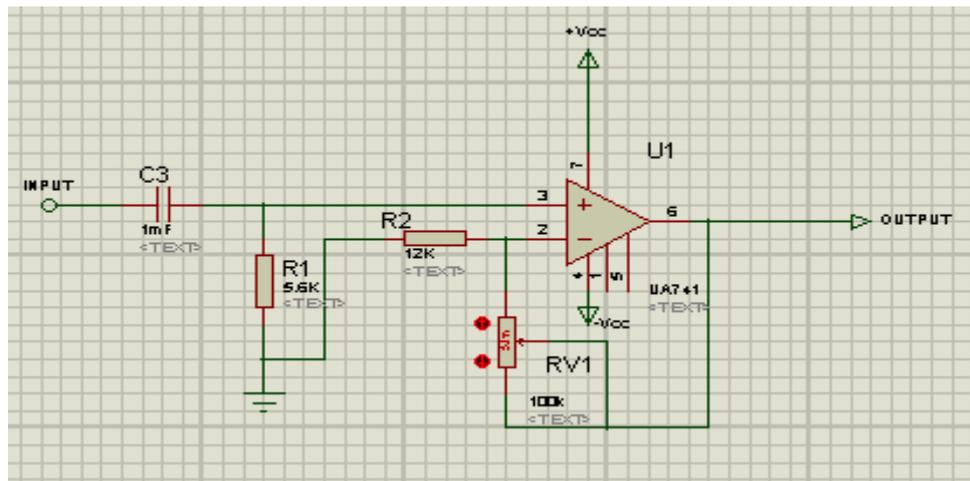


Figure 3.10 : schéma électrique du filtre passe-haut actif

- Ce filtre permet de filtrer et d'amplifier le signal ; il assure une bonne adaptation en impédance.
- La fonction de transfert  $H(j\omega)$  :

$$e_{+} = \frac{R1}{R1 + \left(\frac{1}{jC3\omega}\right)} * V_e = \frac{j\omega R1C3}{1 + j\omega R1C3} * V_e$$

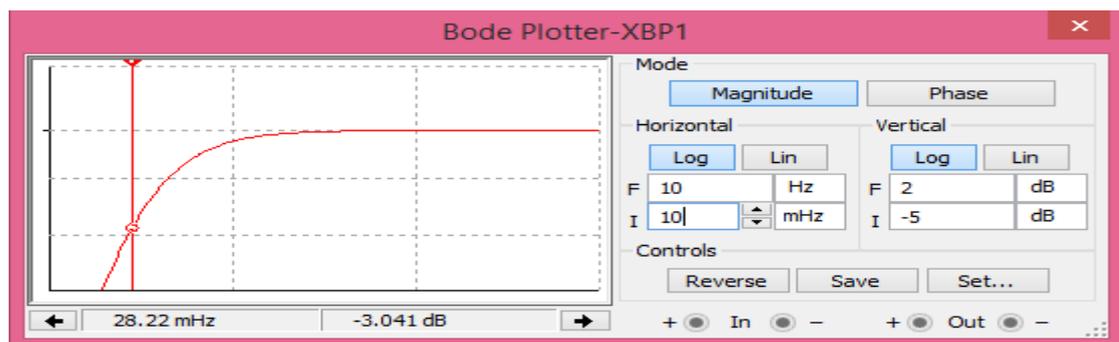
$$e_{-} = \frac{R2}{RV1 + R2} * V_s$$

$e_{+} = e_{-}$  donc :

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{j\omega R1C3}{1 + j\omega R1C3} * \frac{RV1 + R2}{R2} \dots\dots\dots(eq2)$$

- Donc la fréquence de coupure de ce filtre est :  $F_c = \frac{1}{2\pi * R_1 * C_3}$
- Pour que  $F_c = 0.03$  Hz nous avons choisi  $R_1 = 5.6$  K $\Omega$  et  $C_3 = 1$  mF.

$$F_c = \frac{1}{2 * 3.14(5.6 * 10^3) * (1 * 10^{-3})} = 0.028 \text{ Hz}$$



**Figure 3.11 : Diagramme de Bode du filtre passe-haut actif**

- Le gain de l'amplification dépend de  $R_2$  et  $RV_1$  :  $G = V_s/V_e$

$$G = \frac{RV_1 + R_2}{R_2}$$

Pour  $RV_1 = 100$  K $\Omega$  et  $R_2 = 12$  K $\Omega$ ,  $G = 9.33$  mais on peut le modifier en ajustant  $RV_1$ .

## **B- Filtre passe - bas**

Pour éliminer tous les bruits de hautes fréquences nous avons utilisé un filtre passe bas du premier ordre ou sa fréquence de coupure est de 150 Hz car le contenu fréquentiel de l'électrocardiogramme est inférieur à 150 Hz.

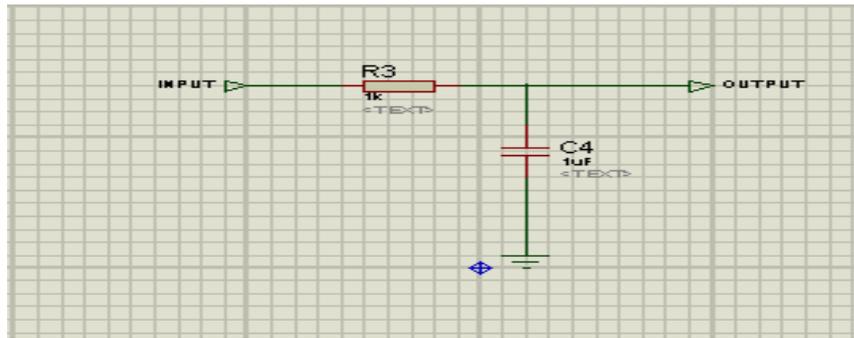


Figure 3.12 : schéma électrique du filtre passe-bas

- o La fonction de transfert  $H(j\omega)$  :

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{\left(\frac{1}{jC_4\omega}\right)}{R_3 + \left(\frac{1}{jC_4\omega}\right)} = \frac{1}{1 + j\omega R_3 C_4} \dots \dots \dots (\text{eq3})$$

- o Donc la fréquence de coupure de ce filtre est :  $F_c = \frac{1}{2\pi * R_3 * C_4}$
- o Nous avons choisi  $R_3 = 1 \text{ K}\Omega$  et  $C_4 = 1\mu\text{F}$ .

$$F_c = \frac{1}{2 * 3.14 (1 * 10^3) * (1 * 10^{-6})} = 159.23 \text{ Hz}$$

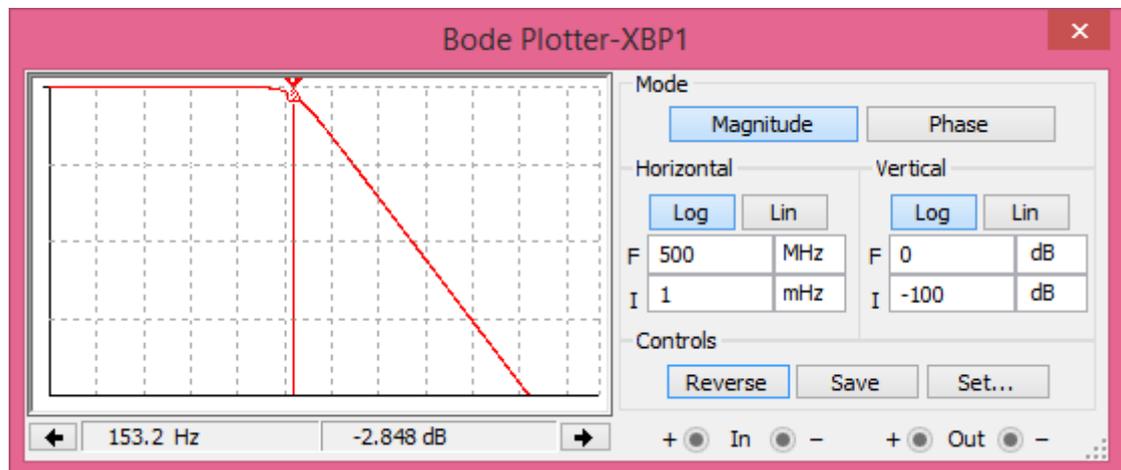


Figure 3.13 : Diagramme de Bode du filtre passe-bas

### C- Filtre rejecteur ou coupe-bande

Ce filtre est utilisé pour supprimer le bruit du secteur de 50Hz.

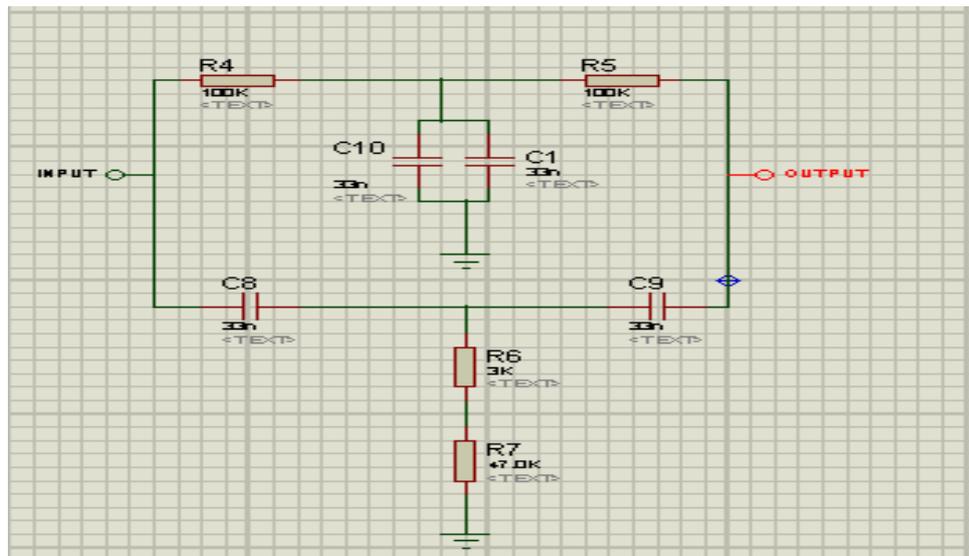


Figure 3.14 : schéma électrique du filtre rejeteur

Dans ce circuit, les composants doivent être choisis comme suit :

$$R=R4 = R5$$

$$C=C8 = C9$$

$$(R6+R7) = R/2$$

$$(C1//C10) = 2C$$

- La fréquence de coupure de ce filtre est :  $F_c = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C}$

$$F_c = \frac{1}{2 * 3.14(100 * 10^3) * (33 * 10^{-9})} = 48.25Hz$$

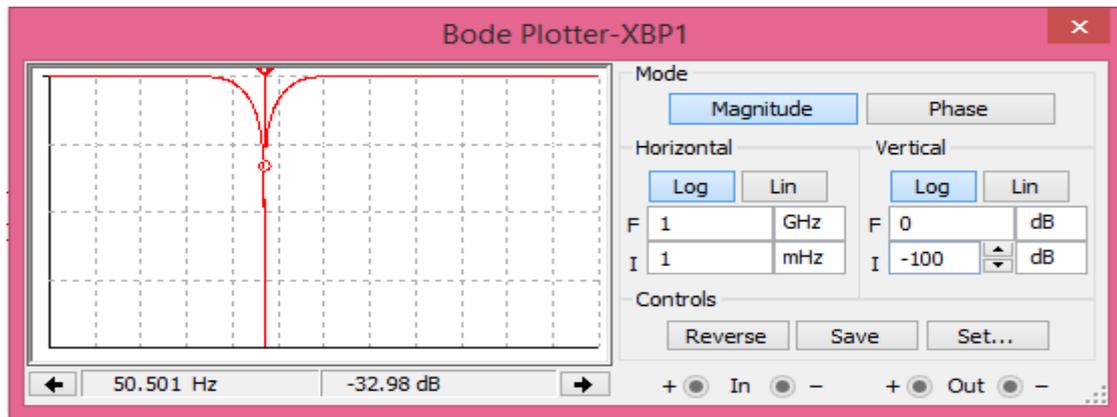


Figure 3.15 : Diagramme de Bode du filtre rejeteur

- Dans ce PFE nous avons rassemblé ces trois filtres dans la même carte.

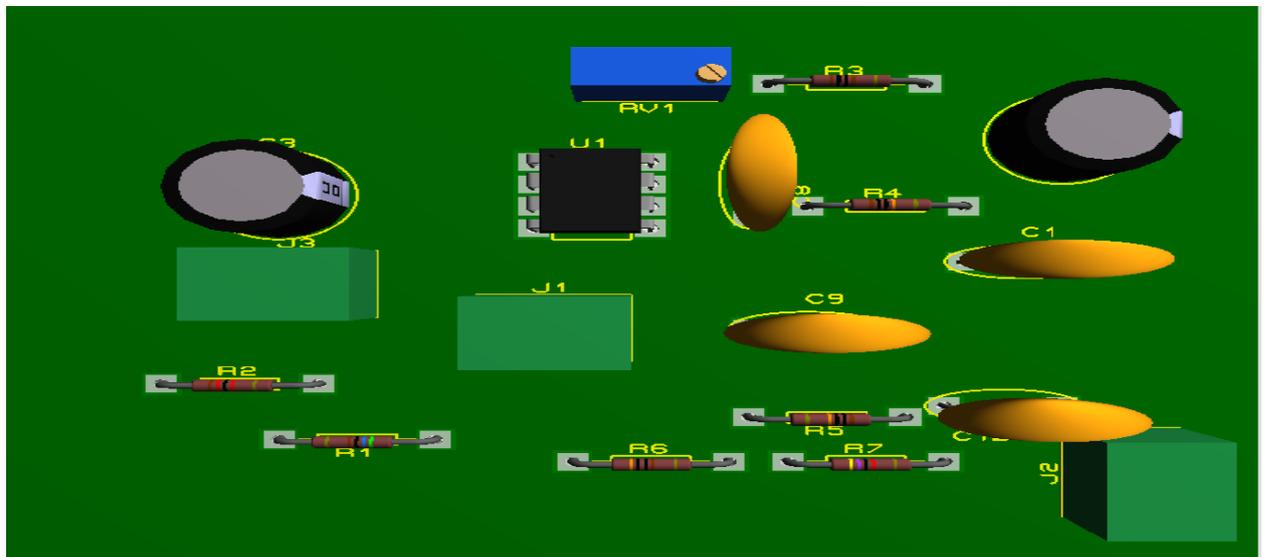


Figure 3.16: visualisation 3D du circuit de filtrage du signal ECG

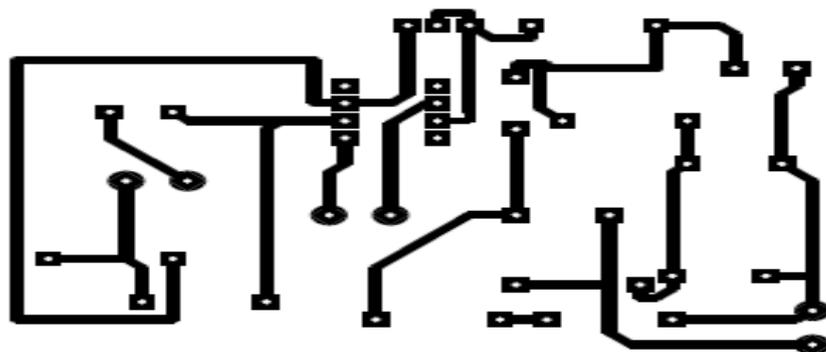


Figure 3.17 : circuit imprimé du circuit de filtrage du signal ECG

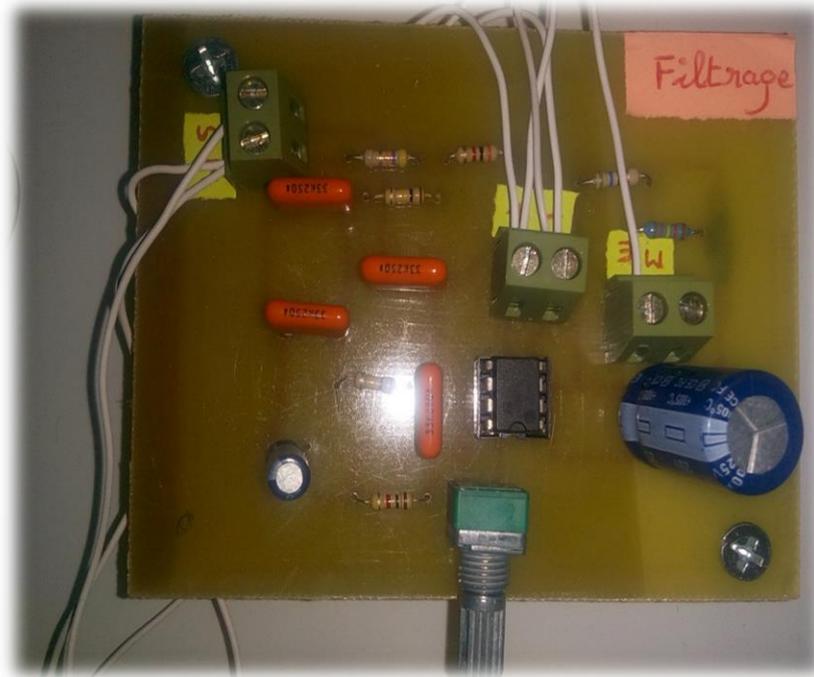


Figure 3.18 : Réalisation du circuit de filtrage du signal ECG



Figure 3.19 : Signal ECG à la sortie du circuit de filtrage

### 3.2.1.4. Suiveur (adaptateur d'impédance)

Ce circuit permet d'avoir une adaptation en impédance entre l'étage de filtrage et le circuit d'offset.

- Le composant utilisé est le circuit intégré TL081.

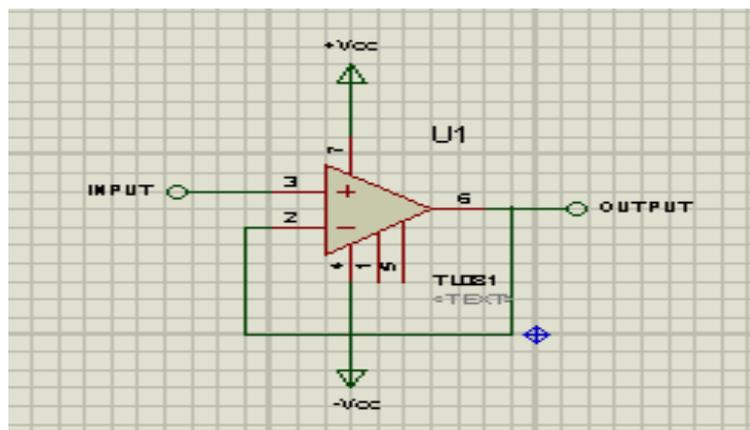


Figure 3.20 : schéma électrique du suiveur

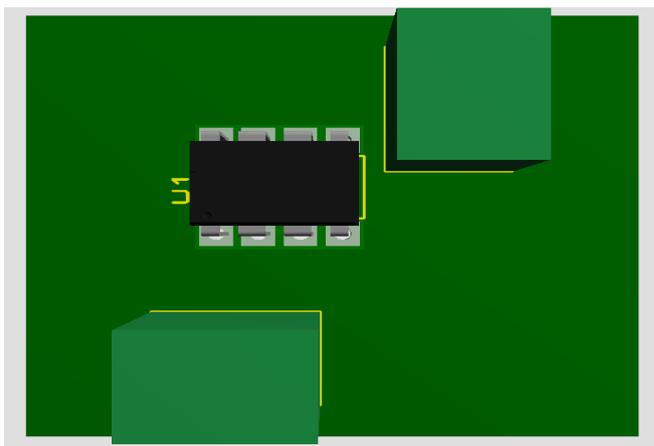


Figure 3.21 : visualisation 3D du suiveur

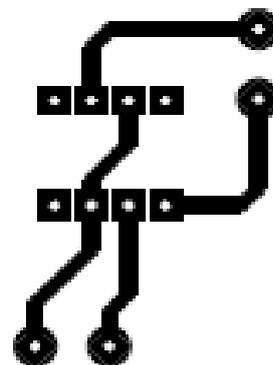


Figure 3.22 : circuit imprimé du suiveur

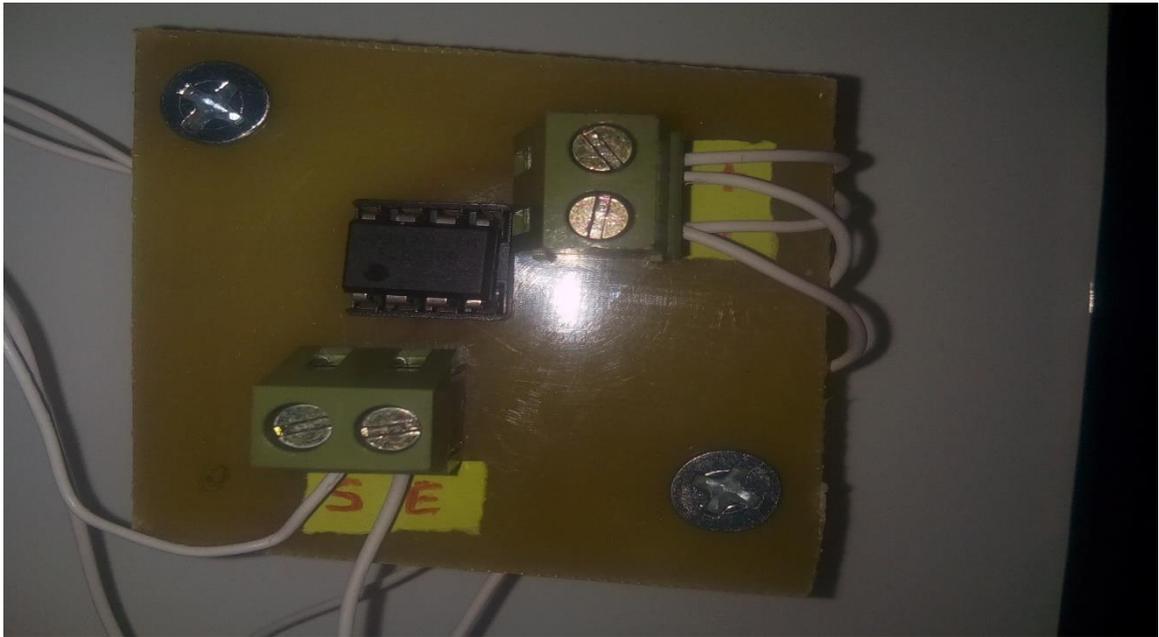


Figure 3.23 : Réalisation du suiveur

### 3.2. 2. Le phonocardiographe

Le schéma bloc (figure 3.24) ci-dessous représente les différents étages constituant le phonocardiographe. Il contient trois étages :Le circuit de microphone ,le circuit de mise en forme et le circuit d'offset.

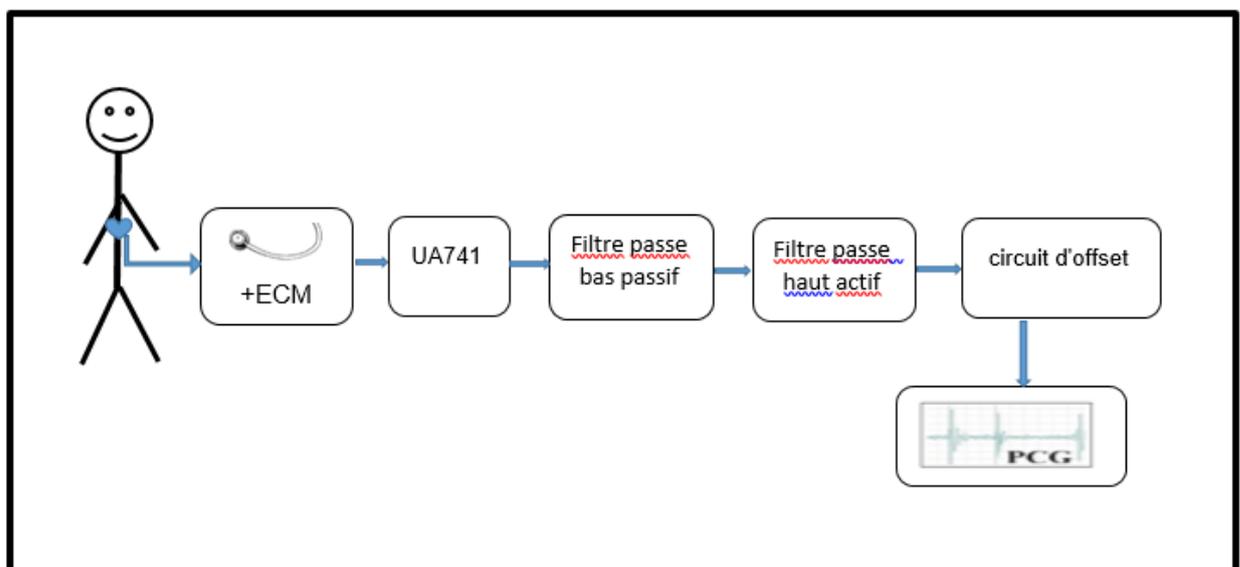


Figure3.24 : schéma bloc du phonocardiographe

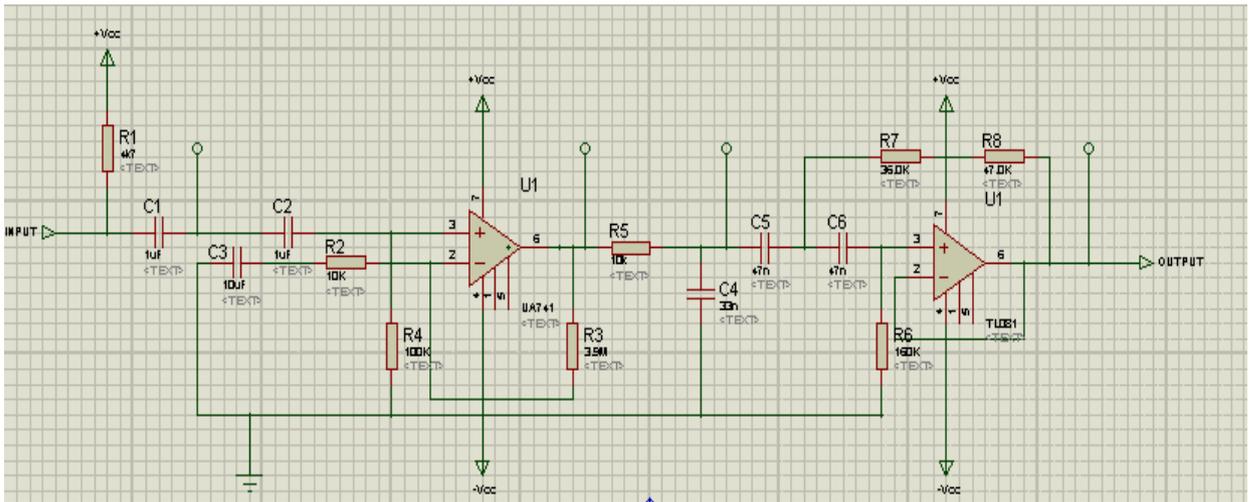


Figure3.25 : schéma électrique du phonocardiographe

### 3.2.2.1. Le circuit du microphone

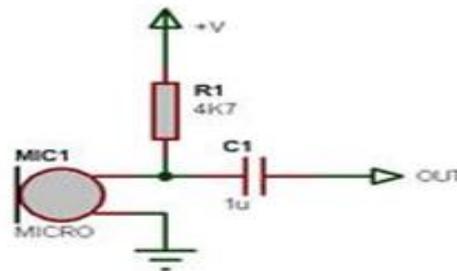


Figure3.26 : schéma électrique du circuit de microphone à électret

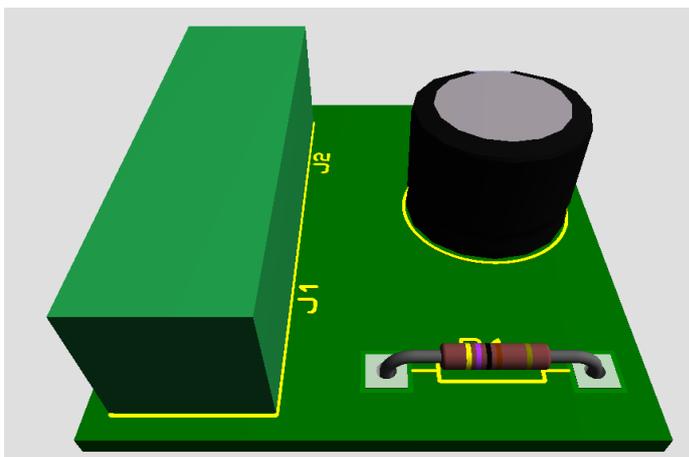


Figure3.27 : visualisation 3D du circuit de microphone

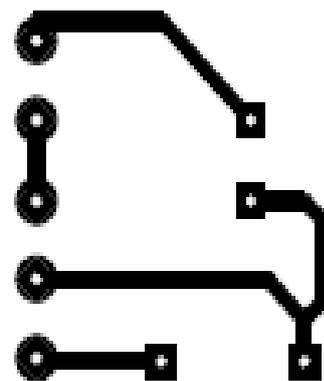


Figure 3.28: circuit imprimé du microphone



Figure3.29 : réalisation du circuit de microphone

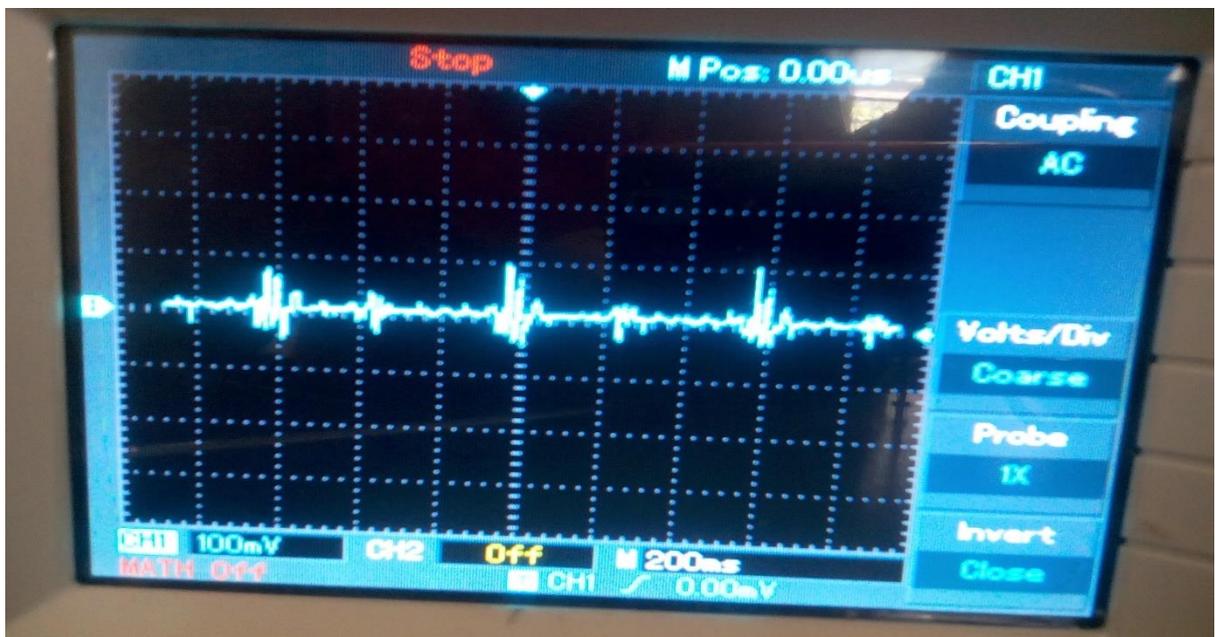


Figure3.30 : signal PCG à la sortie du circuit de microphone

### 3.2.2.2. Circuit de mise en forme du signal PCG

#### A-L 'amplification

Le signal détecté par le microphone est très faible, ce qui nécessite de faire une amplification en utilisant l'amplificateur UA741.

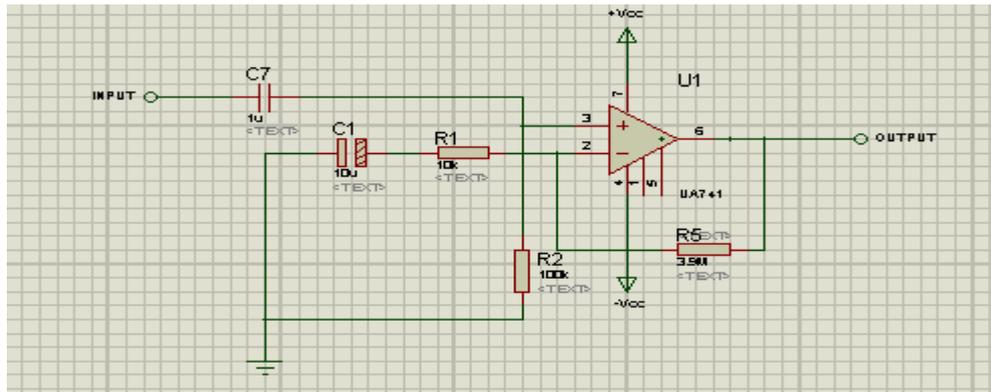


Figure 3.31 : schéma électrique de l'amplificateur non inverseur

- Le gain est fixé à 390 :  $G = \frac{R_5}{R_1} + 1$

$R_5=3.9M\Omega$  et  $R_1=10K\Omega$

- L'amplificateur peut se saturer à cause de la composante continue provenant de l'alimentation. Pour éviter sa saturation on ajoute la capacité C1 qui permet de supprimer la composante DC.
- C7 et R2 permet d'adapter l'impédance de l'entrée non inverseuse qui est très élevée à l'impédance de la source.

### B-Filtre passe -bas

Nous utilisons un filtre passe bas passif de premier ordre. Sa fréquence de coupure est de 500Hz car la bande fréquentielle du signal PCG peut atteindre jusqu'à 400Hz dans certains cas pathologiques.

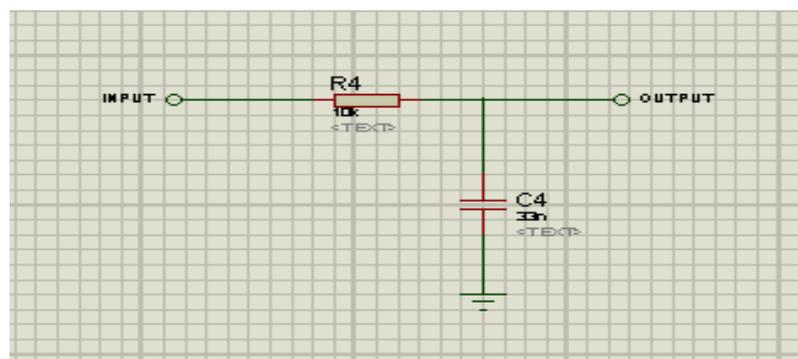


Figure 3.32 : schéma électrique du filtre passe-bas

- o La fonction de transfert :

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{\left(\frac{1}{jC_4\omega}\right)}{R_4 + \left(\frac{1}{jC_4\omega}\right)} = \frac{1}{1 + j\omega R_4 C_4} \dots \dots \dots (\text{eq4})$$

- o Donc la fréquence de coupure de ce filtre est :  $F_c = \frac{1}{2\pi * R_4 * C_4}$

- o Nous avons choisi  $R_4 = 10 \text{ K}\Omega$  et  $C_4 = 33 \text{ nF}$ .

$$F_c = \frac{1}{2 * 3.14(10 * 10^3) * (33 * 10^{-9})} = 482.53 \text{ Hz}$$

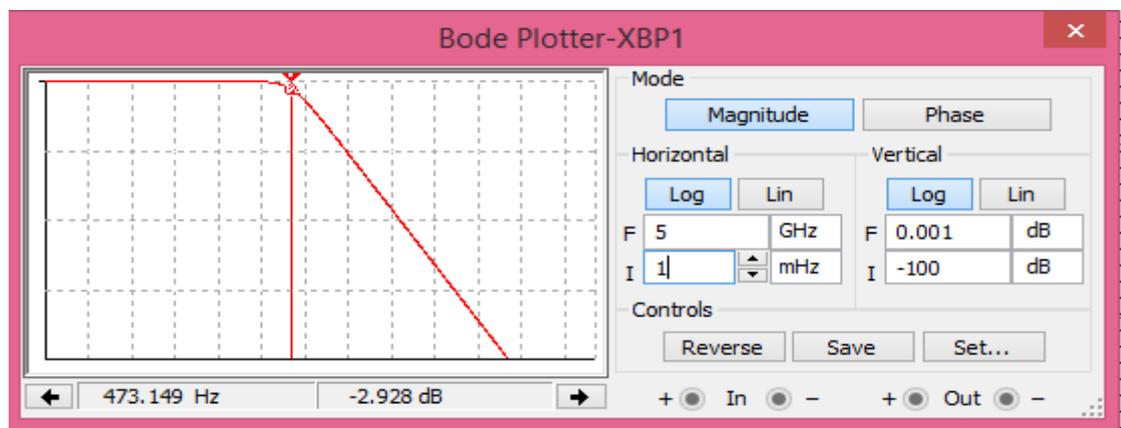


Figure 3.33 : Diagramme de Bode du filtre passe-bas

### C-Filtre passe -haut actif

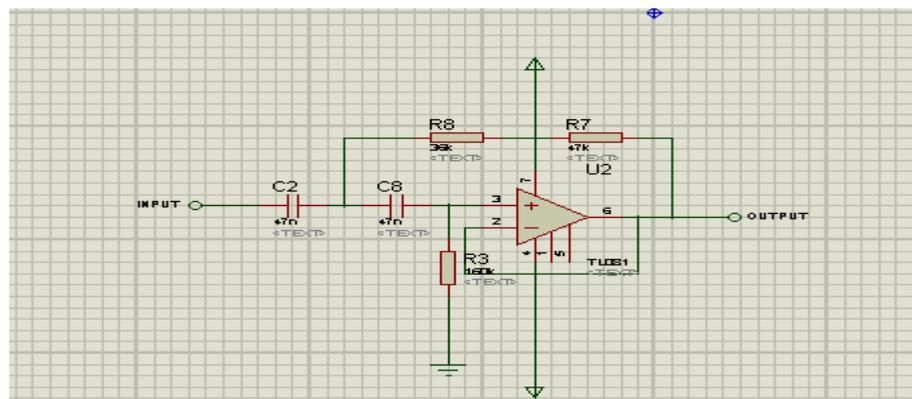


Figure 3.34: schéma électrique du filtre passe-haut actif du deuxième ordre « *sallen et key* ».

- o La fonction de transfert de ce filtre est donnée par :

$$H(j\omega) = A \frac{\left(\frac{j\omega}{\omega_c}\right)^2}{1 + mj\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right) + \left(\frac{j\omega}{\omega_c}\right)^2} \dots\dots\dots(\text{eq5})$$

Avec :  $A=1$  ,  $\omega_c = \frac{1}{\sqrt{R3(R7+R8)C2C8}}$  ,  $m = \frac{(R7+R8)(C2+C8)}{\sqrt{R3(R7+R8)C2C8}}$

$$H(j\omega) = \frac{R3(R7 + R8)C2C8(j\omega)^2}{1 + [(R7 + R8)(C2 + C8)]j\omega + C2C8R3(R7 + R8)(j\omega)^2}$$

$$\omega_c = 2\pi * f_c \rightarrow f_c = \frac{\omega_c}{2\pi}$$

$$f_c = \frac{1}{2 * 3.14 * \sqrt{160(36 + 47) * 10^6 * 47^2 * 10^{-18}}} = 29.39\text{Hz}$$

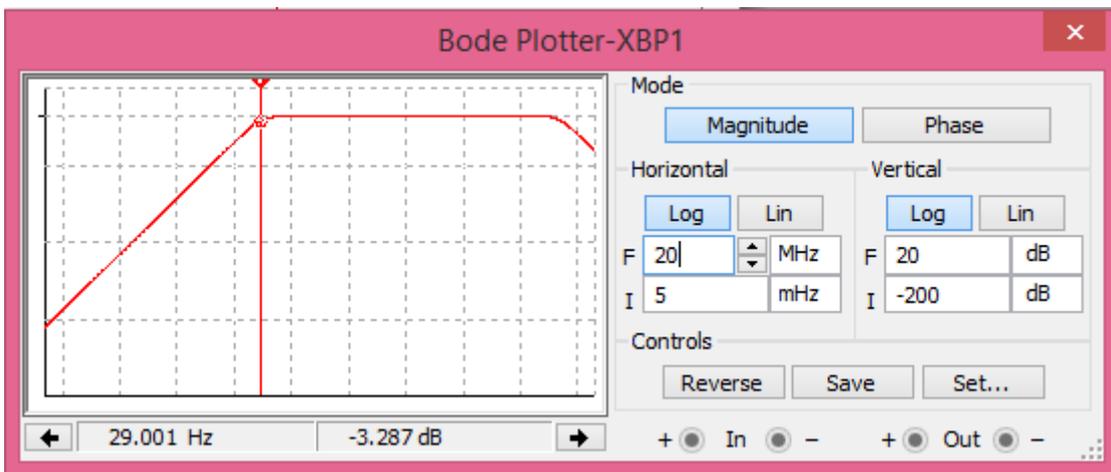


Figure 3.35 : Diagramme de Bode du filtre passe-haut actif du deuxième ordre « *sallen et key* ».

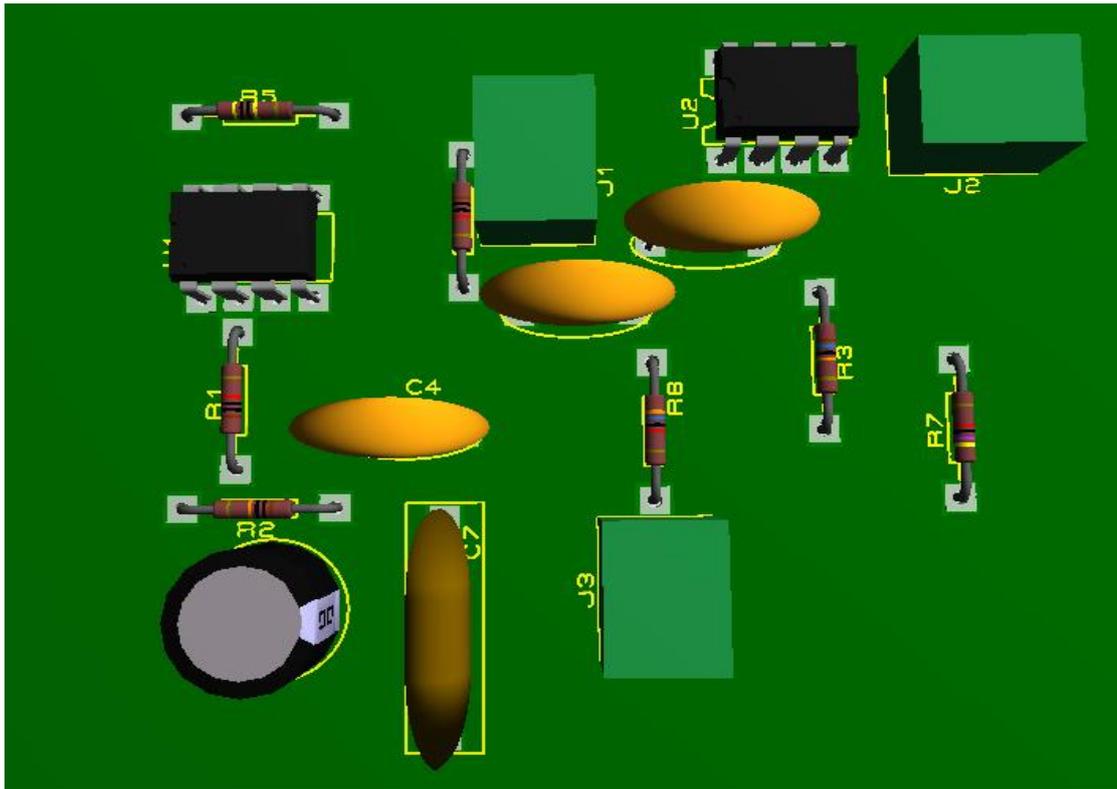


Figure3.36 : Visualisation 3D du circuit de mise en forme du signal PCG

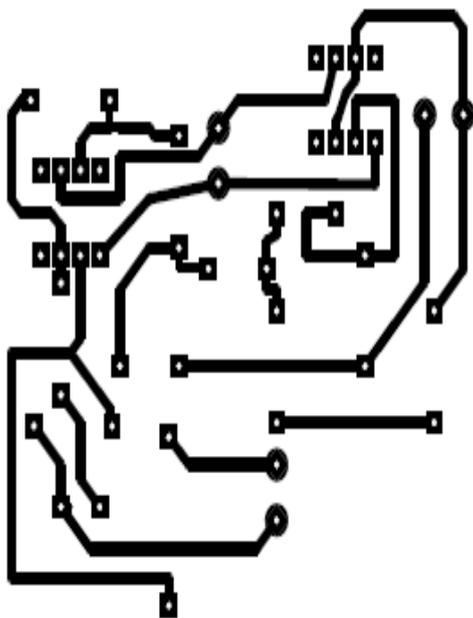


Figure3.37 : circuit imprimé du circuit de mise en forme du signal PCG



Figure3.38 : réalisation du circuit de mise en forme du signal PCG



Figure 3.39 : Signal PCG à la sortie du circuit de mise en forme

### 3.2.3. Circuit d'offset

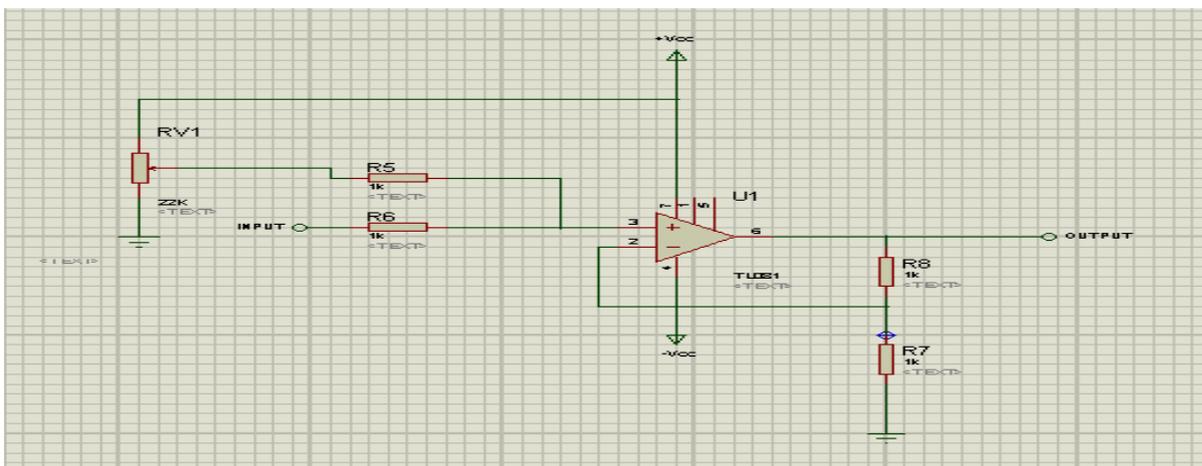


Figure 3.40 : schéma électrique du circuit d'offset

Ce circuit permet d'ajouter une tension continue aux signaux ECG et PCG afin qu'ils puissent être acquis par la carte Arduino qui ne peut recevoir que les signaux unipolaires allant jusqu'à 5V.

Le potentiomètre branché entre +5V et GND permet d'ajuster la tension d'offset.

- Il suffit d'ajouter une tension de 2.5 V.

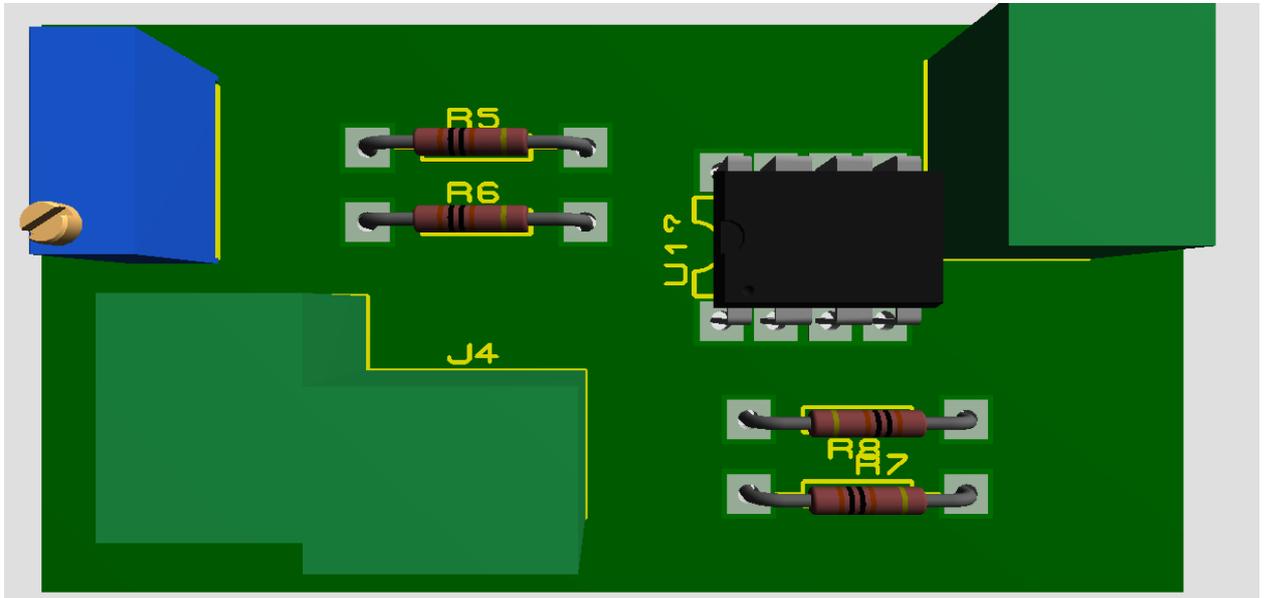


Figure 3.41 : visualisation 3D du circuit d'offset

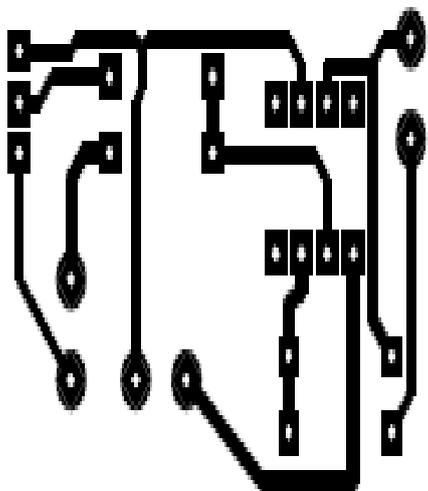


Figure 3.42 : Circuit imprimé du circuit d'offset

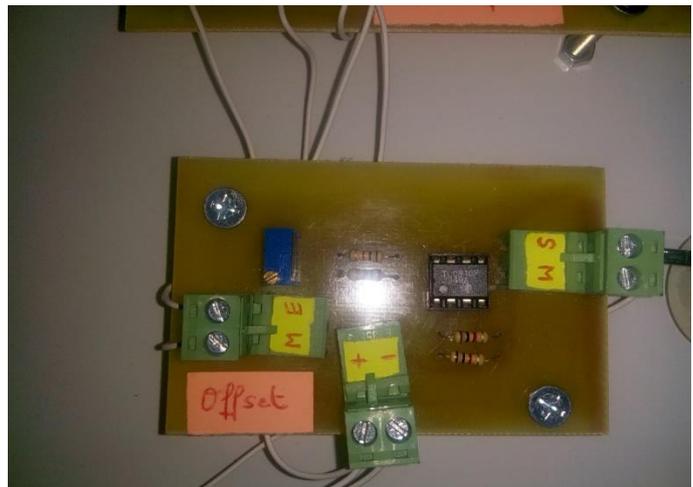


Figure 3.43 : Réalisation du circuit d'offset

- Dans ce PFE nous avons réalisé deux circuits d'offset : un pour l'ECG et l'autre pour le PCG



Figure 3.44 : Signal ECG à la sortie du circuit d'offset



Figure 3.45 : Signal PCG à la sortie du circuit d'offset

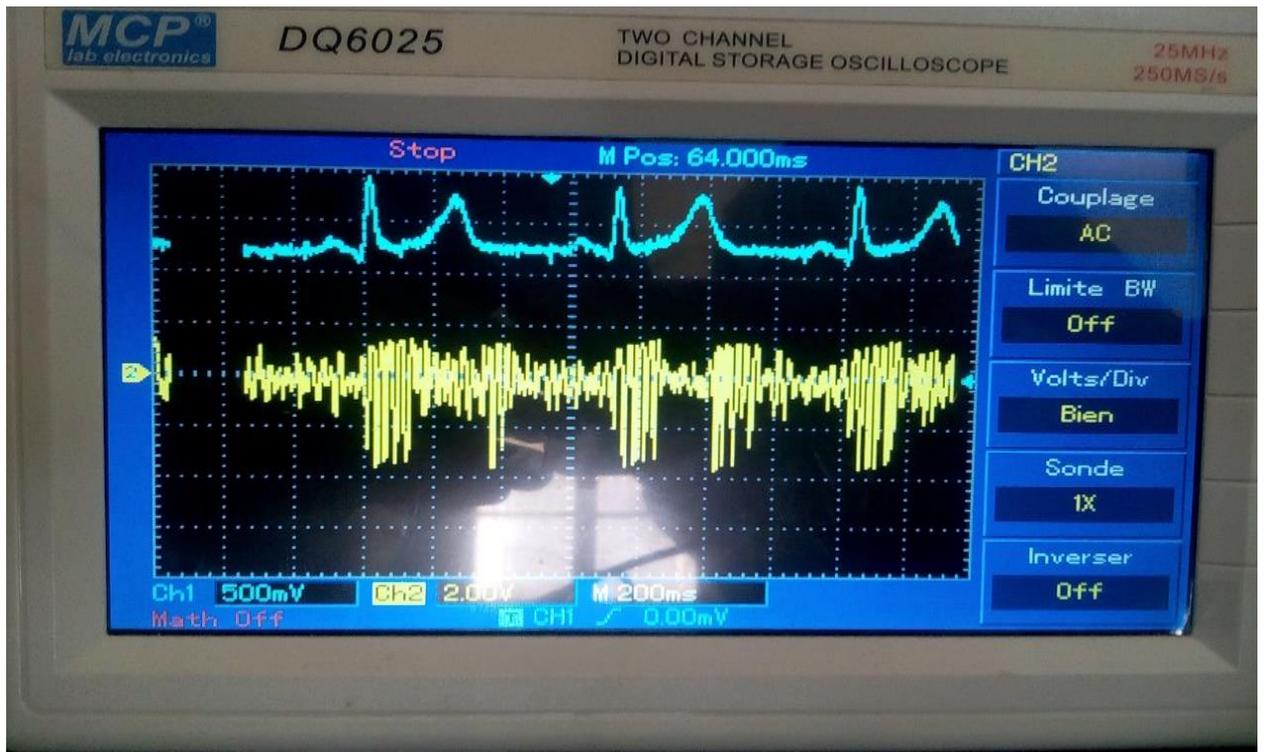


Figure 3.46 : la visualisation des deux signaux sur l'oscilloscope

### 3.2.4. L'acquisition des signaux

Afin de digitaliser les signaux électrophysiologiques à travers les entrées analogiques de la carte Arduino ce programme (ci-dessous) sera utilisé :

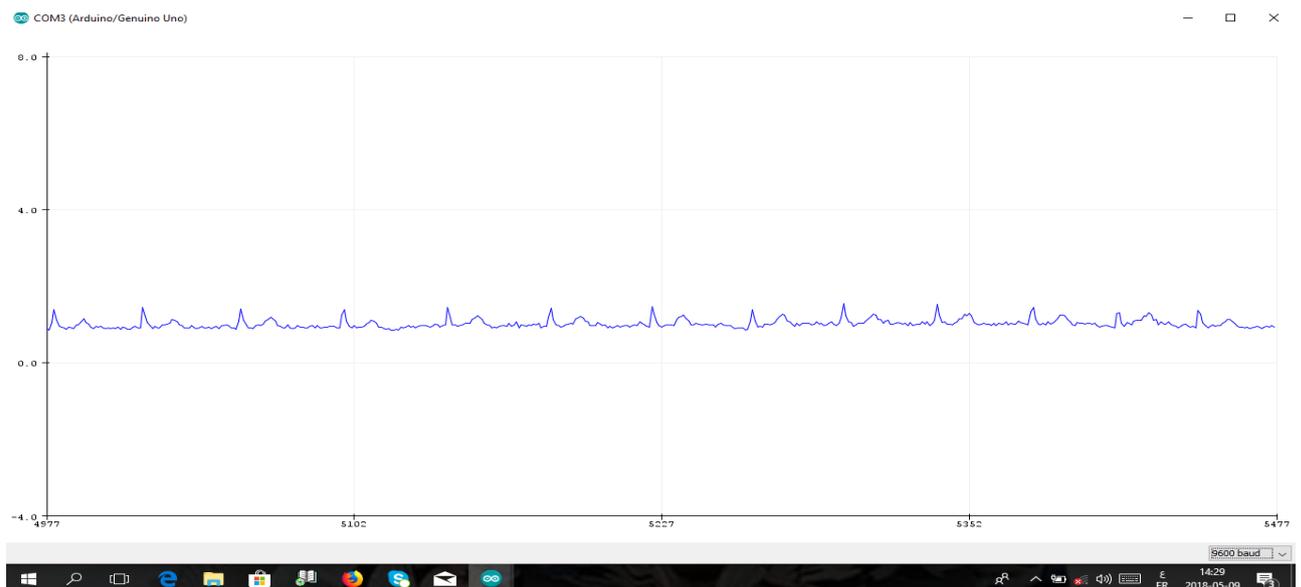
```
ecg | Arduino 1.8.1
Fichier Édition Croquis Outils Aide
ecg
const int ecg =0; // initialiser la broche A0 a 0 (pour lire la valeur de l'ecg )

int valeurLue1; //variable pour stocker la valeur lue après conversion

float tension1;
//float tension2; //on convertit cette valeur en une tension
void setup()
{
//on se contente de démarrer la liaison série
Serial.begin(9600);
}
void loop()
{
valeurLue1 = analogRead(ecg);
//on traduit la valeur brute en tension (produit en croix)
tension1 = valeurLue1 * 3.3 / 1024;
Serial.println(tension1);

delay(20);
}
}
```

**Figure 3.47 : programme pour la conversion analogique-numérique des signaux Electrophysiologiques.**



**Figure 3.48 : Signal ECG numérisé**

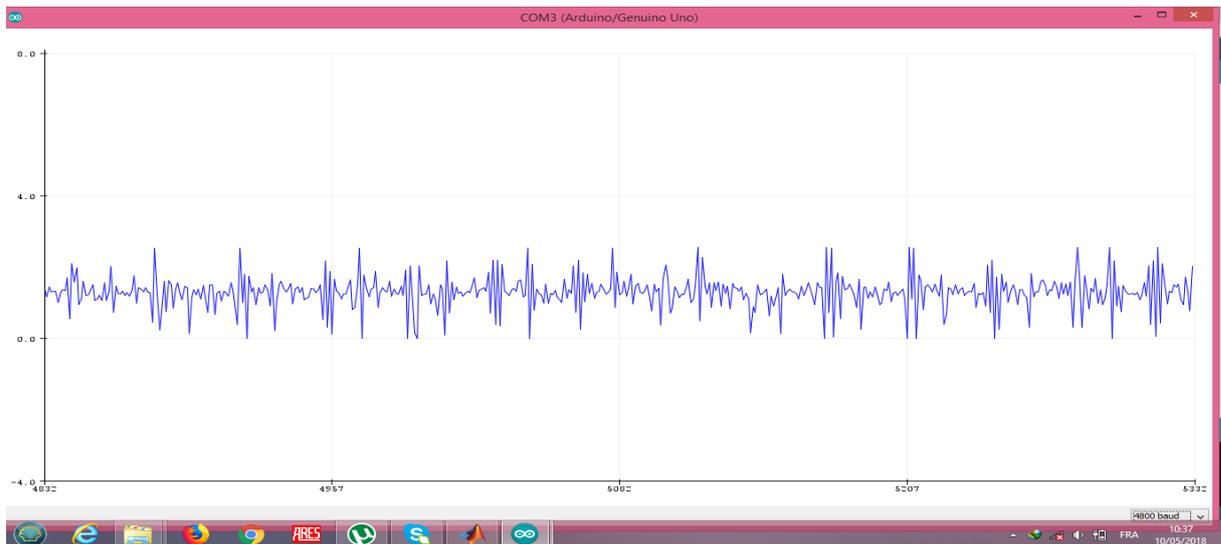


Figure 3.49 : Signal PCG numérisé

### 3.2.5. Générateur de tension négative

Nous avons utilisé le circuit intégré ICL7660.

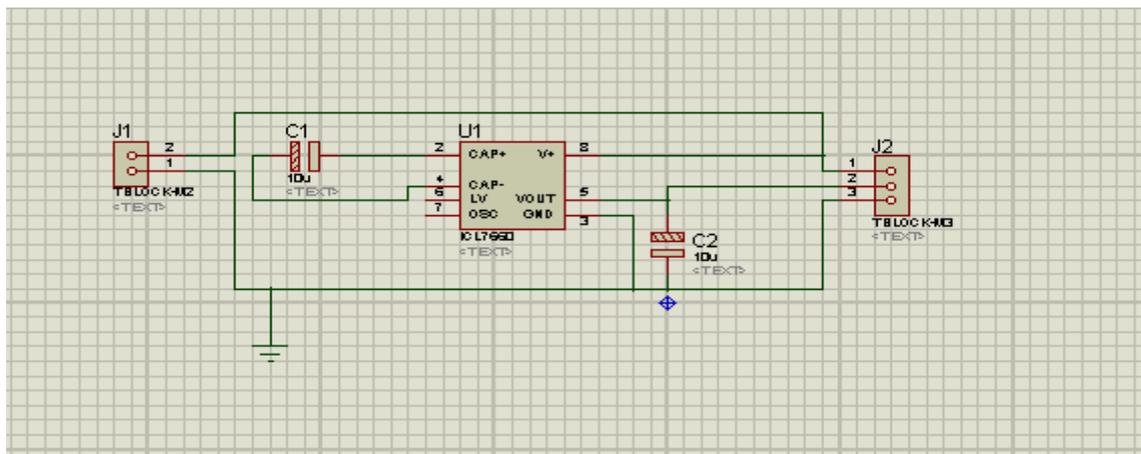


Figure3.50 : schéma électrique du générateur de tension négative

- ✓ Pour le J1 : On injecte (+5V) dans l'entrée 2 et on connecte l'entrée 1 avec la masse.
- (+5V) et GND sont apportés de l'Arduino.
- ✓ On obtient (-5V) au niveau de l'entrée 2 du J2.
  - Donc on alimente tout le système à partir de ce circuit.

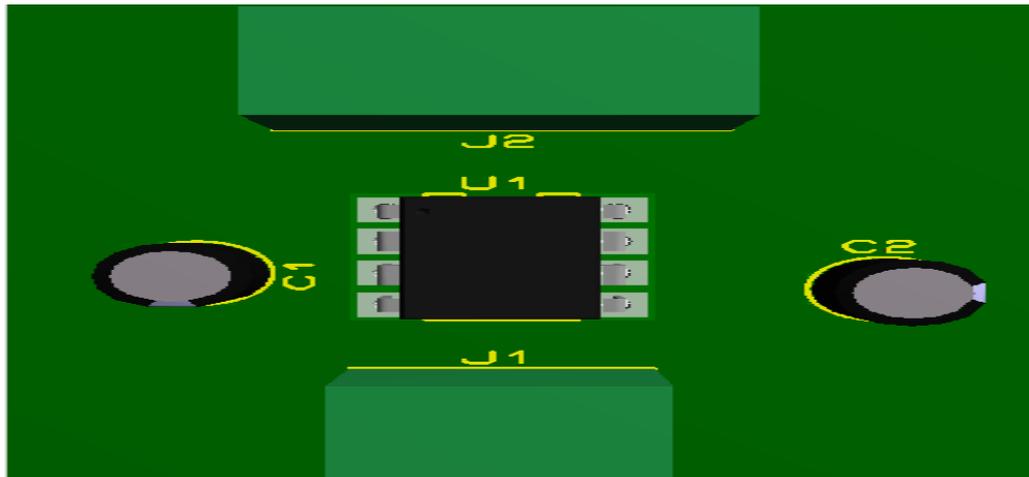


Figure3.51 : visualisation 3D du circuit de générateur de la tension négative

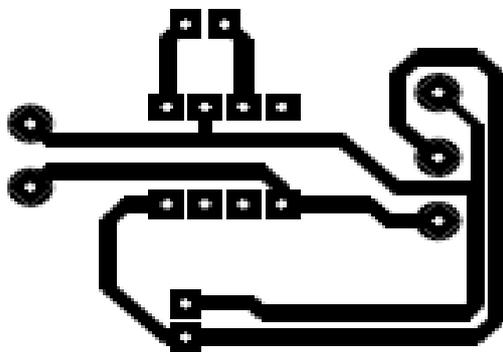


Figure3.52 : circuit imprimé du générateur de la tension négative

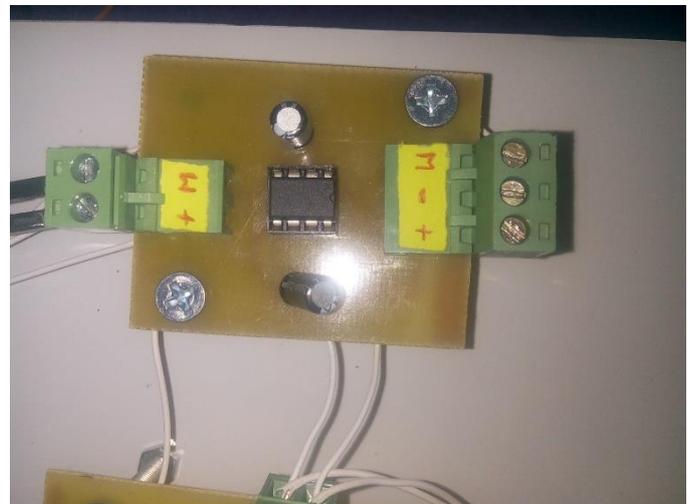


Figure3.53: réalisation du générateur de la tension négative

### 3.3. Traitement numérique des signaux

Nous avons traité les signaux à l'aide de MATLAB

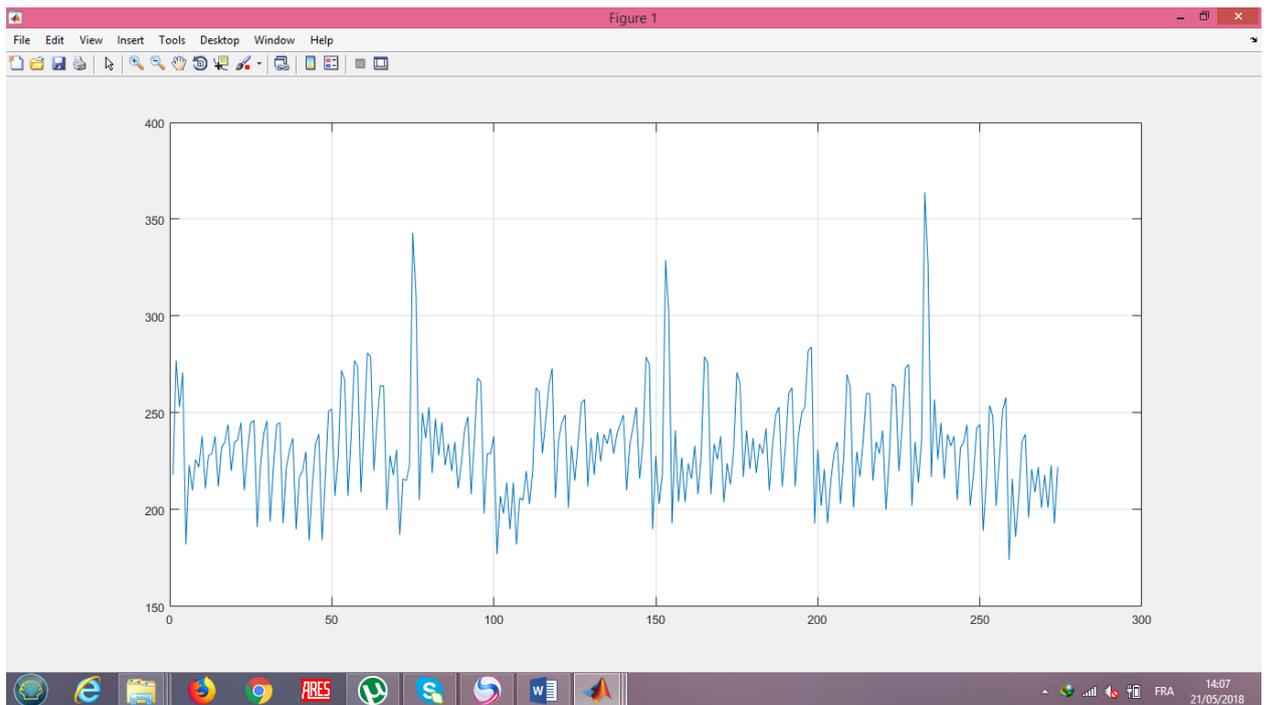


Figure3.54 : Signal ECG avant traitement numérique

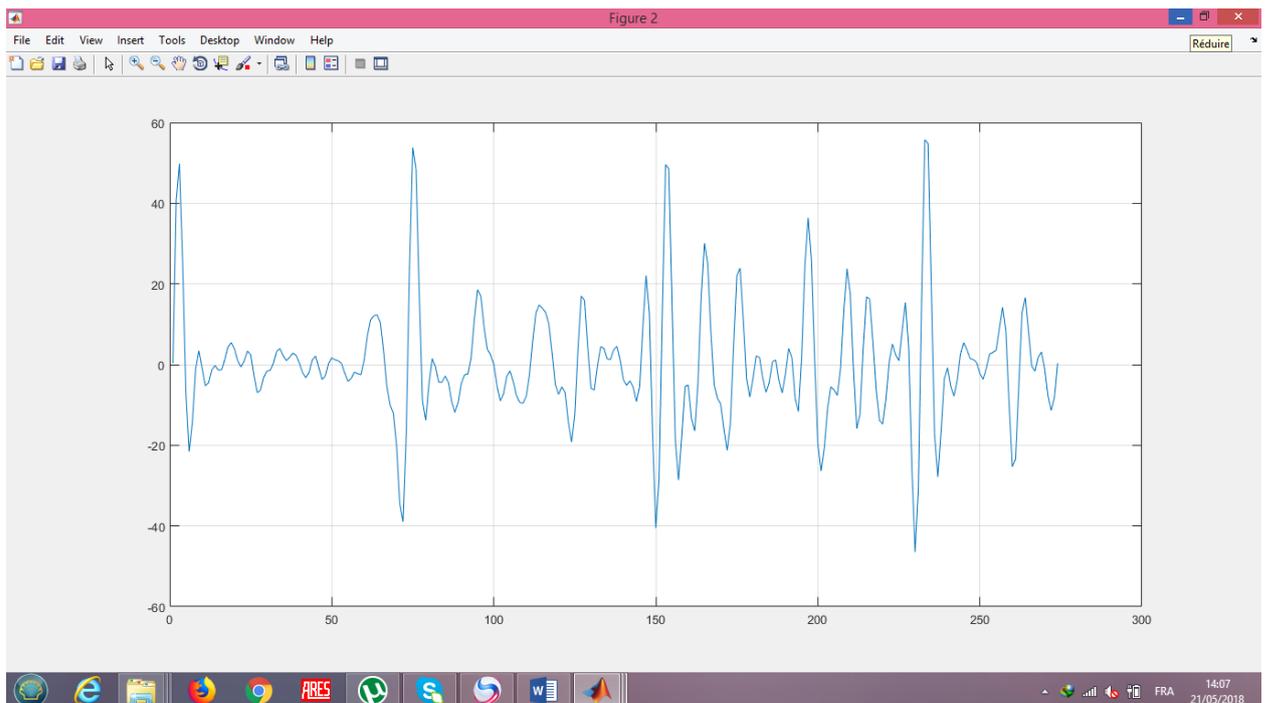
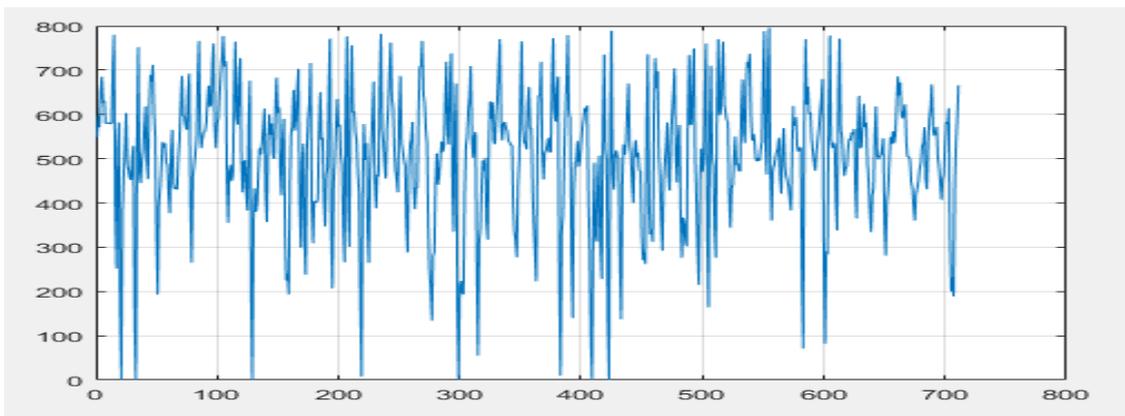
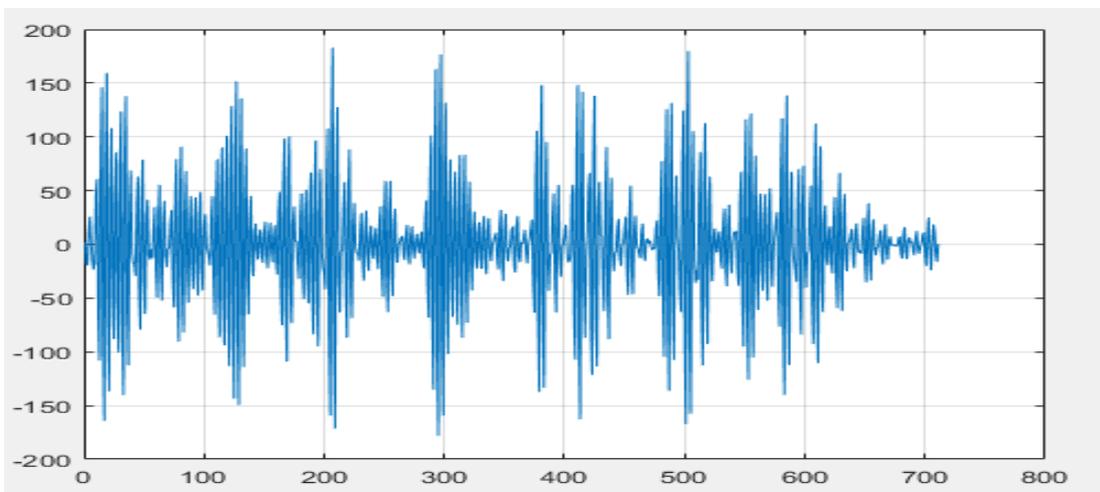


Figure3.55 : Signal ECG après traitement numérique

- Généralement les ondes R ont une énergie maximale dans la bande passante 5-15 Hz. Il est donc préférable de filtrer ce signal comme une première étape et avant toute analyse. Le filtre utilisé est un filtre numérique récursif de Butterworth de bande passante [5-15 ] Hz, et d'ordre 4.
- Les résultats obtenus après le filtrage (figure 3.55) montrent une bonne correction de la ligne de base et une meilleure élimination du bruit, ce qui montre l'efficacité du filtre utilisé.



**Figure3.56 : Signal PCG avant traitement numérique**



**Figure3.57 : Signal PCG après traitement numérique**

- Afin de filtrer le signal PCG, le même filtre numérique déjà utilisé pour le filtrage du signal ECG a été exploité, cependant l'ordre 3 a été choisi avec une bande passante de [20-500] Hz.
- La figure 3.57 montre une très bonne amélioration de qualité du signal PCG, une très bonne correction de la ligne de base avec une meilleure apparition des bruits B1 et B2 ; ce qui montre l'efficacité du filtre utilisé.

### 3.4. Conclusion

Ce chapitre a été dédié à la réalisation des différents circuits constituant le système qui permet la détection des signaux ECG et PCG. De plus une étude pratique des différents blocs réalisés a été faite en commençant par la partie capteur, ensuite la partie analogique de mise en forme des signaux. Ce chapitre se finalise par la numérisation des signaux ECG et PCG par la carte Arduino, puis le filtrage numérique de ces derniers par l'usage du Matlab.

## Conclusion générale

L'étude menée dans ce PFE s'intéresse à la réalisation d'un système permettant la détection de deux signaux importants dans l'exploration fonctionnel cardiaque : **L'électrocardiogramme** qui présente un enregistrement de l'activité électrique du cœur correspondant à la dépolarisation et la repolarisation du myocarde, et **le phonocardiogramme** qui traduit l'activité mécanique du muscle cardiaque.

L'objectif de ce travail est de rassembler les deux techniques (l'électrocardiographie et la phonocardiographie) en un seul système. L'avantage c'est qu'on peut explorer le fonctionnement du cœur en évaluant l'activité électrique et l'activité mécanique au même temps sachant qu'il y'a une relation entre les deux (l'activité électrique produit l'activité mécanique).

Ce projet consiste en trois étapes fondamentales. La première étape concerne la réalisation des capteurs biomédicaux permettant la détection des signaux ECG et PCG.

L'ECG peut être détecter à travers des électrodes placées correctement à la surface de la peau alors que la détection du PCG besoin un microphone à électret placé dans la tubulure de stéthoscope proche du pavillon.

La deuxième étape concerne la mise en forme de ces signaux qui sont de très faible amplitude et noyés dans différentes sources de bruit, ce qui nécessite la réalisation des circuits d'amplification et de filtrage.

Les signaux sont cadrés entre 0 et 5V à travers un circuit d'offset afin de pouvoir être acquis par la carte Arduino.

La dernière étape consiste à l'acquisition des signaux à travers les entrées analogiques de la carte Arduino puis le traitement numérique de ces derniers par logiciel MATLAB.

Des tests de validations des circuits réalisés ont été faite, et les résultats obtenus confirme le bon fonctionnement du système cependant la mise en forme analogique n'est pas suffisante.

C'est pourquoi nous avons eu recours au filtrage numérique.

A la fin de ce travail, nous avons appris :

- ✓ Les étapes de la réalisation d'un système composée de plusieurs circuits.
- ✓ Comment tester un circuit électronique.
- ✓ Comment résoudre les problèmes dans un circuit.

# Références

- [1] : Ouadi Beya : La physique appliquée à la cardiologie. Disponible sur :([http://sciences-physiques.ac-dijon.fr/documents/lycee/phys\\_app/coeur/cardiologie.pdf](http://sciences-physiques.ac-dijon.fr/documents/lycee/phys_app/coeur/cardiologie.pdf)).
- [2] : Docteur Jean-Pierre Lebeau (Médecin généraliste) : Phonocardiogramme. Disponible sur :(<http://www.docteurclic.com/examen/phonocardiogramme> ).
- [3] : Encyclopédie Larousse
- [4] : Bensafia Kahina : « Télésurveillance : transmission sans fil, par voie GSM, et traitement de signal électrocardiographie(ECG) », Mémoire de magister, Université Mouloud Mammeri, Tizi Ouzou.
- [5] : Benachour Fethi et El Mougari Ahmed Fayssal: Réalisation d'un circuit pour la détection des battements cardiaques,memoire de PFE,Université Abou Bakr Belkaid,2013
- [6] : Benali.R : Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques, Thèse de doctorat, Laboratoire de génie biomédical, Université Abou Bakr Belkaid, Avril 2013.
- [7] : Thierry GAULT (Professeur de Cyclisme de la Direction Régionale de la Jeunesse et des Sports et de la Cohésion Sociale de Poitiers) : le cœur. Disponible sur (<http://www.cyclisme-poitou-charentes.fr/uploads/8489/physiologie%20le%20coeur%20-%20gault%2013.pdf>).
- [8] : Ouadi Beya : « Analyse et reconnaissance de signaux vibratoires : contribution au traitement et à l'analyse de signaux cardiaques pour la télémédecine », Thèse de doctorat, Université de Bourgogne, 2014.
- [9]: T.H.Koornwinder : « Wavelets: an elementary treatment of theory and applications», world Scientific.1995.
- [10] : Ronald Nocua : Conception et développement d'un système ambulatoire pour la mesure de l'activité du Système Nerveux Autonome pour la surveillance de personnes âgées à domicile, Thèse de doctorat, Université Joseph-Fourier Grenoble I, 2009.
- [11] : Si Yahya Karima et Kaddour Mokhtaria : Conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire, Mémoire de PFE, Université Abou Bakr Belkaid , 15 Juin 2016.
- [12] : Bouzid Asma et Chergui Ahlem : Carte électronique de mise en forme et d'acquisition des signaux phonocardiographiques thoraciques, Mémoire de PFE,Université Abou Bekr Belkaid, 14 Juin 2016.
- [13] : Michael E.DeBakey et Antonio M.Gotto : Le cœur en action- éditions Sanofi- Synthelabo [ 1997]
- [14] : Florence. Leclercq :“Anatomie et physiologie du cœur et des artères coronaires,” Soins, volume 60, no. 793, pp. 28–31, Mars 2015.
- [15] : Hamza Mounir et Ziani Cherif Selmen : Etude et réalisation d'un stéthoscope électronique, Mémoire de PFE, Université Abou Bekr Belkaid, 23 Juin 2013.
- [16] : Belgacem Karima et Sidhoum Dounia : Etude et réalisation d'un système pour la détection de l'activité électro physiologique et sonore du cœur, Mémoire de PFE, Université Abou Bekr Belkaid, 26 juin 2013.

[17] : PIERRE CORRONE et JACK CHABOT : « Médecine générale : poumon, cœur, rein et réanimation »

[18] : J.-P Pérez, C. Lagoute, J.-Y. Fourniols, S. Bouhours : Électronique, Fondements et applications. Dunod. 2012.

[19] : Didier LE RUYET : Electronique analogique ELE004.

Disponible sur :([http://easytp.cnam.fr/leruyet/Cours\\_ELE004/cours\\_ELE004\\_AOP.pdf](http://easytp.cnam.fr/leruyet/Cours_ELE004/cours_ELE004_AOP.pdf)).  
Octobre2007.

[20] : Présentation Arduino. Auteur : Guy SINNIG. Modification du document : Arnaud Reungoat. Disponible sur :

([https://wiki.mdl29.net/lib/exe/fetch.php?media=robotsarduino:presentation\\_arduino.pdf](https://wiki.mdl29.net/lib/exe/fetch.php?media=robotsarduino:presentation_arduino.pdf))

[21] : Jean Noel Montagné : Initiation à la mise en œuvre matérielles et logicielles de l'Arduino. Disponible sur :(<http://www.craslab.org/arduino/LivretArduinoFr06.pdf>). Novembre 2006.

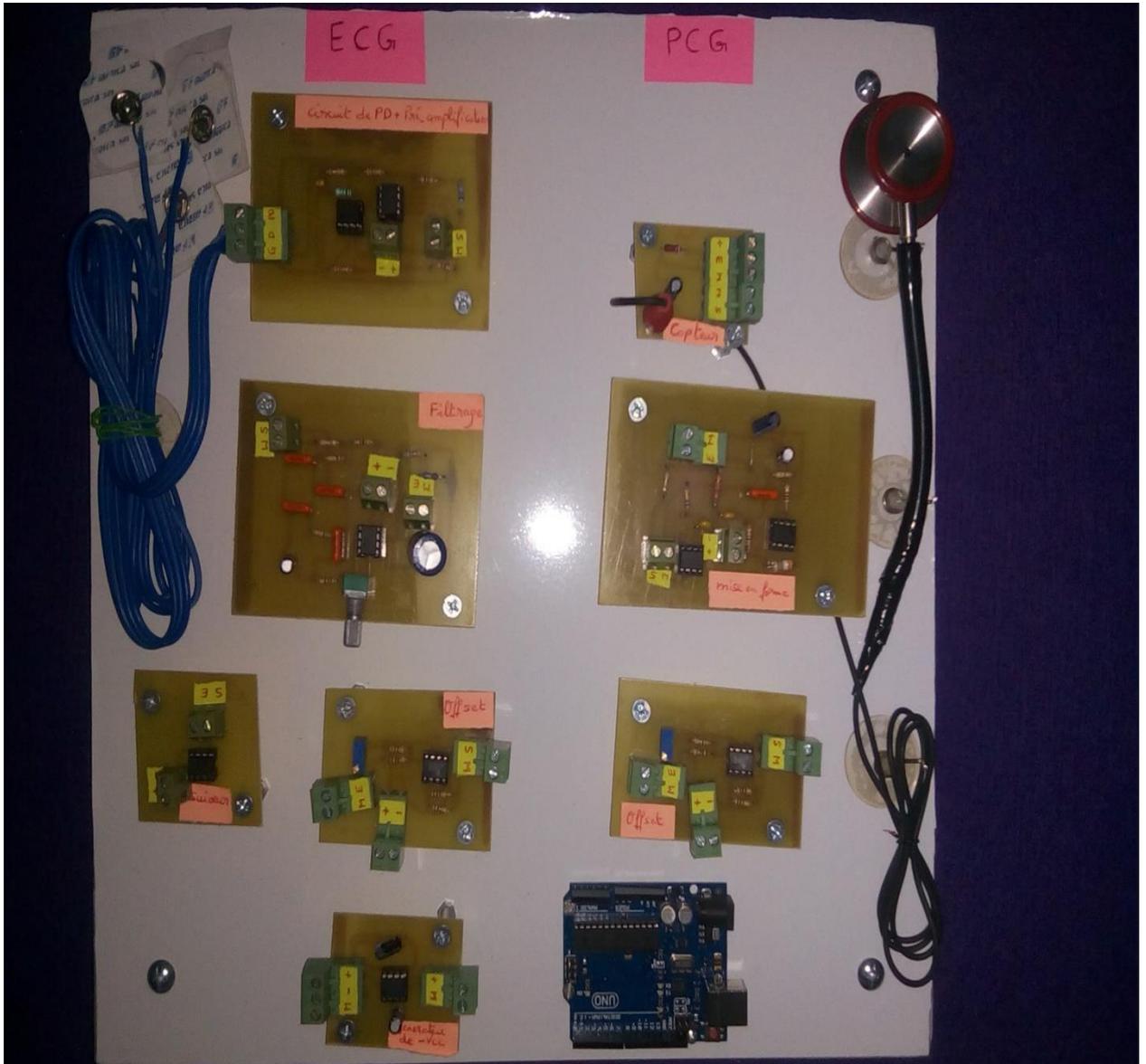
[22] : LECHALUPÉ Julien : Cours d'initiation à Arduino. Disponible sur :

([https://fablab.univ-tlse3.fr/wiki/images/9/92/Cours\\_arduino\\_v0.2.pdf](https://fablab.univ-tlse3.fr/wiki/images/9/92/Cours_arduino_v0.2.pdf)).

[23] : Stéphanie Gardier : Les maladies cardiaques, 1re cause de décès dans le monde. Publié le 23/07/2013 à 18 :29.

# Annexe

# Circuits réalisés



### FEATURES

#### Easy to use

- Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

#### Excellent dc performance (B grade)

- 50  $\mu$ V max, input offset voltage
- 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

#### Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28  $\mu$ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

#### Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth (G = 100)
- 15  $\mu$ s settling time to 0.01%

### APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

### CONNECTION DIAGRAM

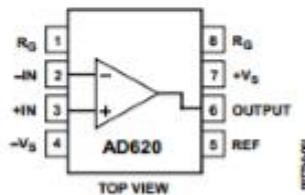


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max, and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

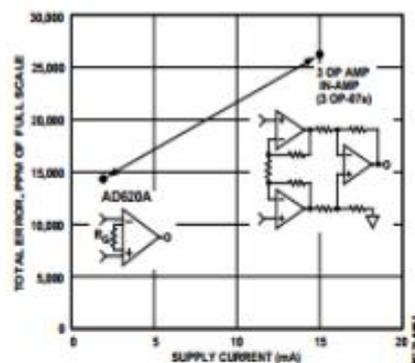


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

### Rev. H

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
 Tel: 781.329.4700 [www.analog.com](http://www.analog.com)  
 Fax: 781.326.8703 © 2003–2011 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

### Pressure Measurement

Although useful in many bridge applications, such as weigh scales, the AD620 is especially suitable for higher resistance pressure sensors powered at lower voltages where small size and low power become more significant.

Figure 38 shows a  $3\text{ k}\Omega$  pressure transducer bridge powered from  $5\text{ V}$ . In such a circuit, the bridge consumes only  $1.7\text{ mA}$ . Adding the AD620 and a buffered voltage divider allows the signal to be conditioned for only  $3.8\text{ mA}$  of total supply current.

Small size and low cost make the AD620 especially attractive for voltage output pressure transducers. Since it delivers low noise and drift, it also serves applications such as diagnostic noninvasive blood pressure measurement.

### Medical ECG

The low current noise of the AD620 allows its use in ECG monitors (Figure 39) where high source resistances of  $1\text{ M}\Omega$  or higher are not uncommon. The AD620's low power, low supply voltage requirements, and space-saving 8-lead mini-DIP and SOIC package offerings make it an excellent choice for battery-powered data recorders.

Furthermore, the low bias currents and low current noise, coupled with the low voltage noise of the AD620, improve the dynamic range for better performance.

The value of capacitor  $C1$  is chosen to maintain stability of the right leg drive loop. Proper safeguards, such as isolation, must be added to this circuit to protect the patient from possible harm.

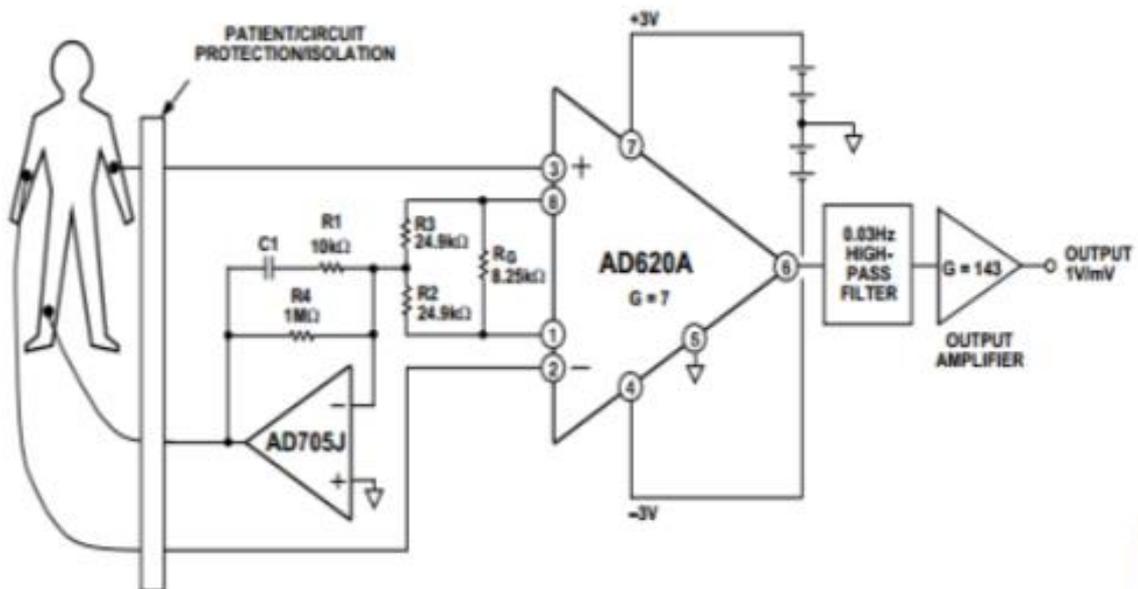


Figure 39. A Medical ECG Monitor Circuit

### Precision V-I Converter

The AD620, along with another op amp and two resistors, makes a precision current source (Figure 40). The op amp buffers the reference terminal to maintain good CMR. The output voltage,  $V_x$ , of the AD620 appears across  $R_1$ , which converts it to a current. This current, less only the input bias current of the op amp, then flows out to the load.

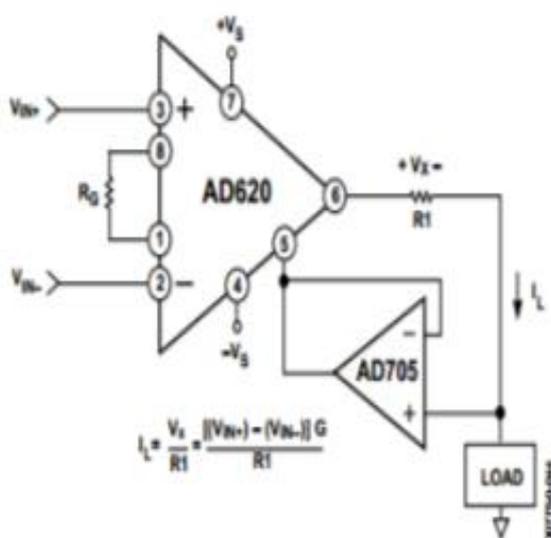


Figure 40. Precision Voltage-to-Current Converter (Operates on 1.8 mA,  $\pm 3$  V)

### GAIN SELECTION

The AD620 gain is resistor-programmed by  $R_G$ , or more precisely, by whatever impedance appears between Pins 1 and 8. The AD620 is designed to offer accurate gains using 0.1% to 1% resistors. Table 5 shows required values of  $R_G$  for various gains. Note that for  $G = 1$ , the  $R_G$  pins are unconnected ( $R_G = \infty$ ). For any arbitrary gain,  $R_G$  can be calculated by using the formula:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

### INPUT AND OUTPUT OFFSET VOLTAGE

The low errors of the AD620 are attributed to two sources, input and output errors. The output error is divided by  $G$  when referred to the input. In practice, the input errors dominate at high gains, and the output errors dominate at low gains. The total  $V_{OS}$  for a given gain is calculated as

$$\text{Total Error RTI} = \text{input error} + (\text{output error}/G)$$

$$\text{Total Error RTO} = (\text{input error} \times G) + \text{output error}$$

### REFERENCE TERMINAL

The reference terminal potential defines the zero output voltage and is especially useful when the load does not share a precise ground with the rest of the system. It provides a direct means of injecting a precise offset to the output, with an allowable range of 2 V within the supply voltages. Parasitic resistance should be kept to a minimum for optimum CMR.

### INPUT PROTECTION

The AD620 safely withstands an input current of  $\pm 60$  mA for several hours at room temperature. This is true for all gains and power on and off, which is useful if the signal source and amplifier are powered separately. For longer time periods, the input current should not exceed 6 mA.

For input voltages beyond the supplies, a protection resistor should be placed in series with each input to limit the current to 6 mA. These can be the same resistors as those used in the RFI filter. High values of resistance can impact the noise and AC CMRR performance of the system. Low leakage diodes (such as the BAV199) can be placed at the inputs to reduce the required protection resistance.

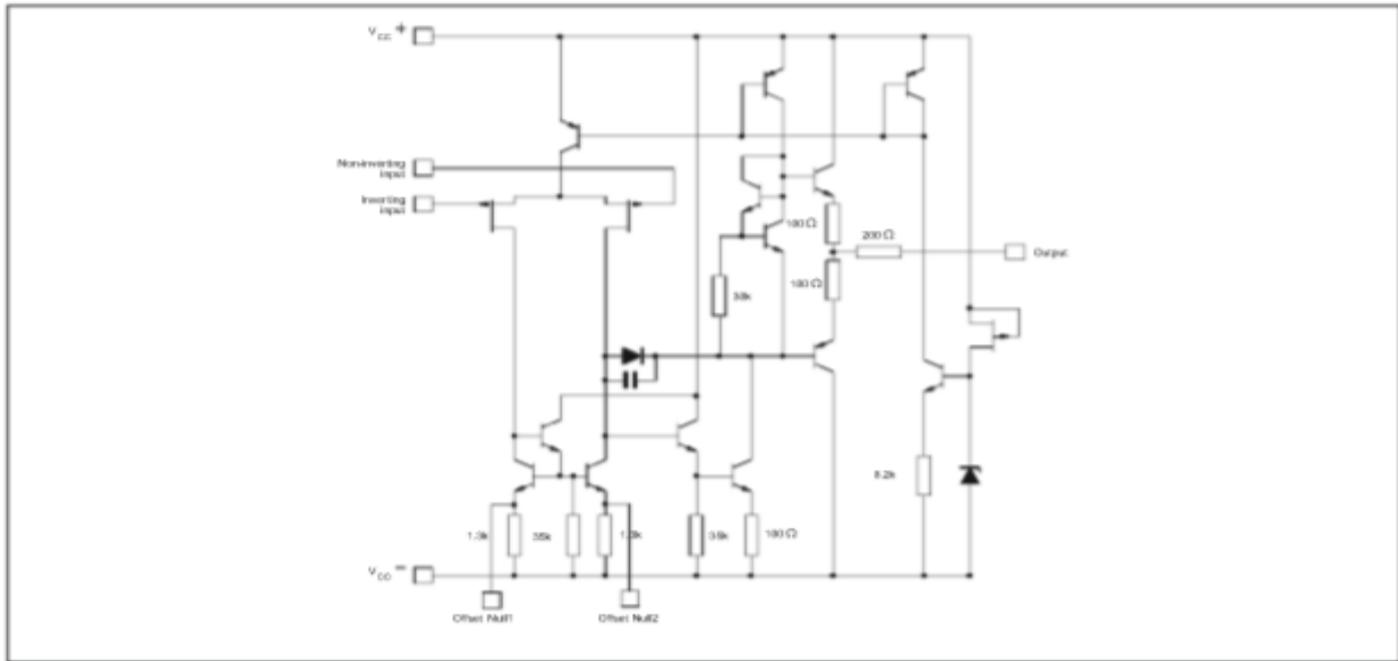


# TL081 TL081A - TL081B

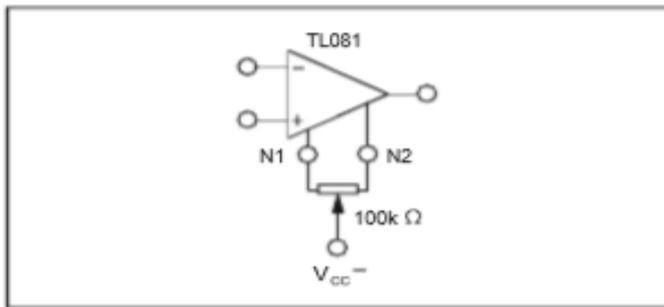
## GENERAL PURPOSE J-FET SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIER

### TL081 - TL081A - TL081B

#### SCHEMATIC DIAGRAM



#### INPUT OFFSET VOLTAGE NULL CIRCUITS



#### ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit	
$V_{CC}$	Supply Voltage - (note 1)	$\pm 18$	V	
$V_i$	Input Voltage - (note 3)	$\pm 15$	V	
$V_{id}$	Differential Input Voltage - (note 2)	$\pm 30$	V	
$P_{tot}$	Power Dissipation	680	mW	
	Output Short-circuit Duration - (note 4)	Infinite		
$T_{oper}$	Operating Free Air Temperature Range	TL081C,AC,BC TL081I,AI,BI TL081M,AM,BM	0 to 70 -40 to 105 -55 to 125	$^{\circ}\text{C}$
$T_{stg}$	Storage Temperature Range		-65 to 150	$^{\circ}\text{C}$

- Notes :
1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between  $V_{CC}^+$  and  $V_{CC}^-$ .
  2. Differential voltages are at the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
  3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
  4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and /or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

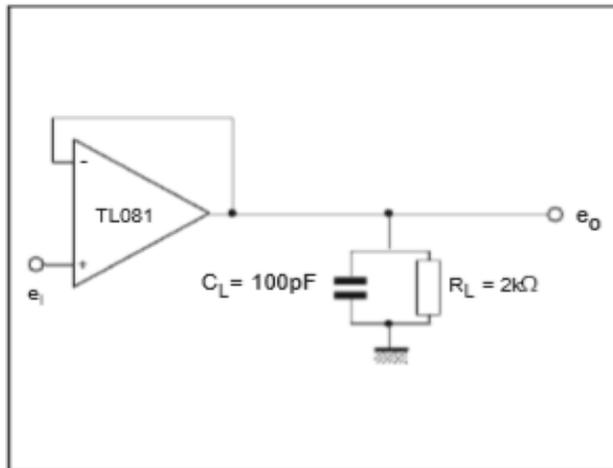
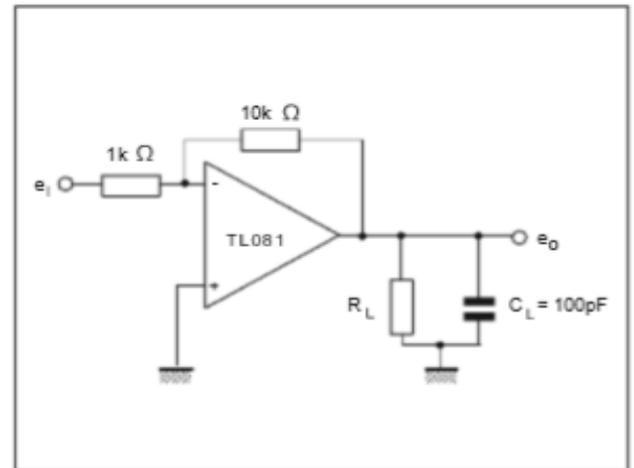
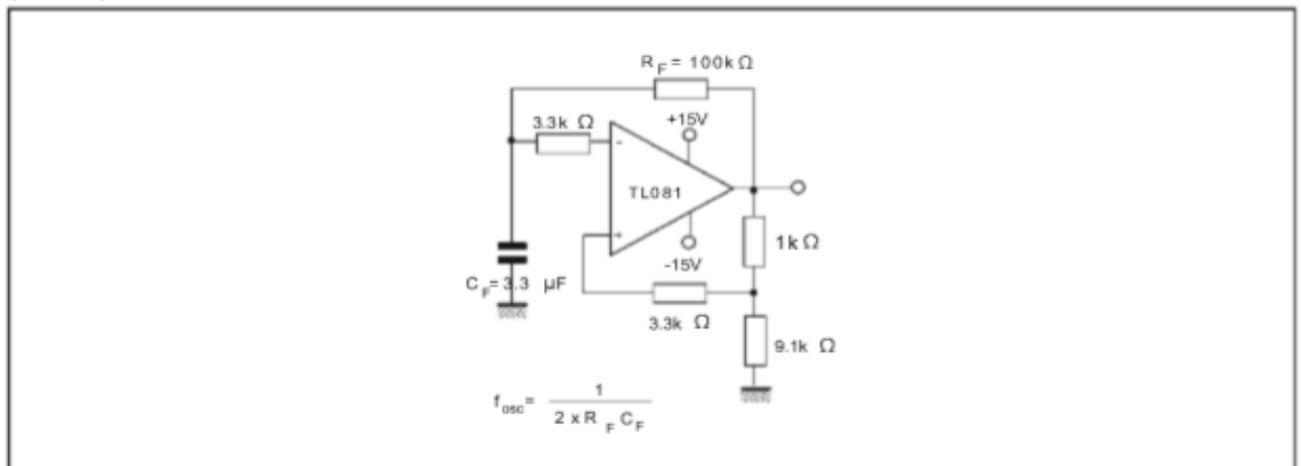


Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier

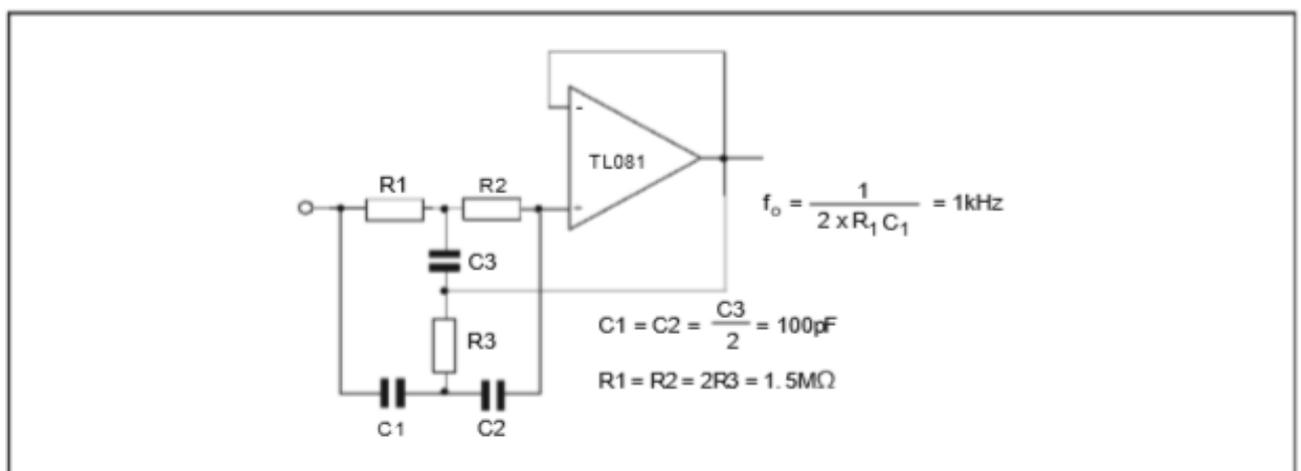


TYPICAL APPLICATIONS

(0.5Hz) SQUARE WAVE OSCILLATOR



HIGH Q NOTCH FILTER

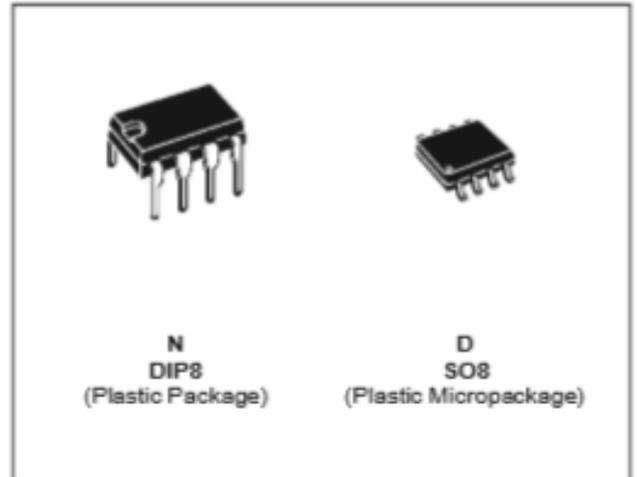




# TL071 TL071A - TL071B

## LOW NOISE J-FET SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC}^+$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- LOW NOISE  $e_n = 15\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$  (typ)
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- LOW HARMONIC DISTORTION : 0.01% (typ)
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE :  $16\text{V}/\mu\text{s}$  (typ)



### DESCRIPTION

The TL071, TL071A and TL071B are high speed J-FET input single operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

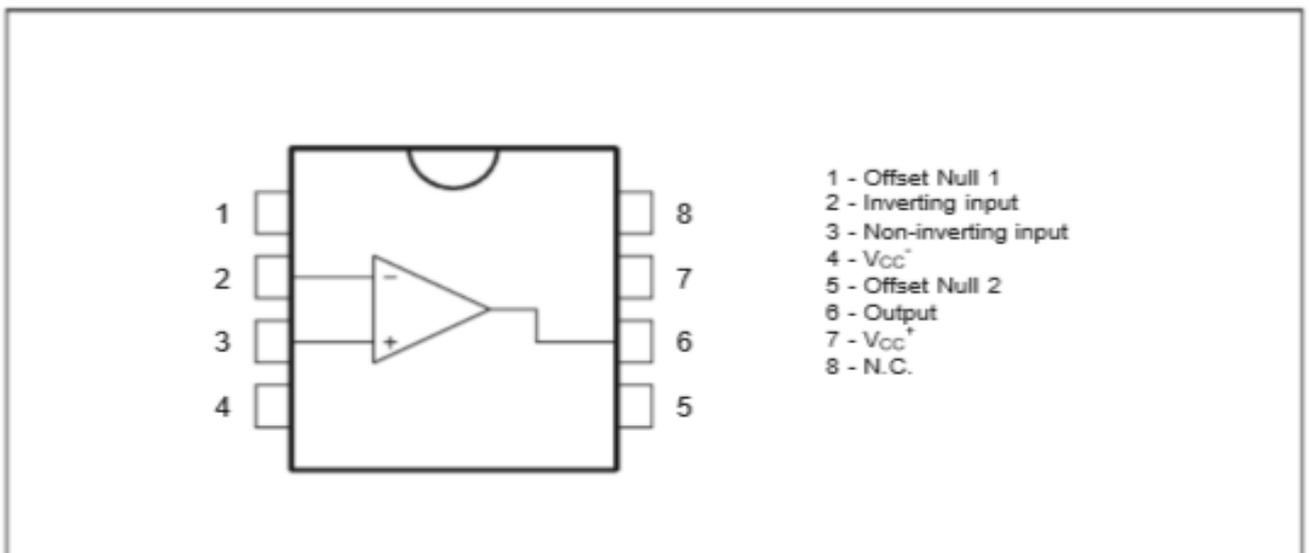
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

### ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL071M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL071I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL071C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•

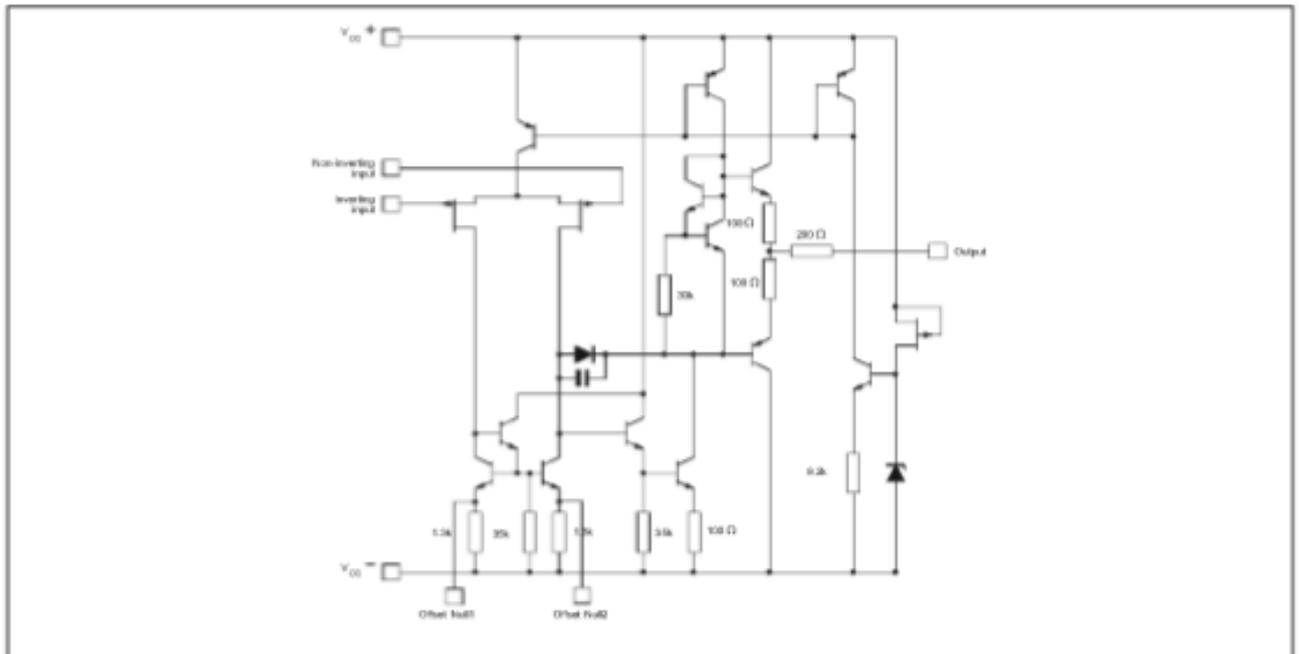
Example : TL071CN

### PIN CONNECTIONS (top view)

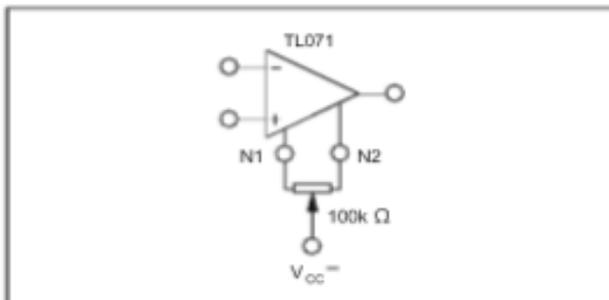


# TL071 - TL071A - TL071B

## SCHEMATIC DIAGRAM



## INPUT OFFSET VOLTAGE NULL CIRCUITS



## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit	
$V_{CC}$	Supply Voltage - (note 1)	$\pm 18$	V	
$V_i$	Input Voltage - (note 3)	$\pm 15$	V	
$V_{id}$	Differential Input Voltage - (note 2)	$\pm 30$	V	
$P_{tot}$	Power Dissipation	680	mW	
	Output Short-circuit Duration - (note 4)	Infinite		
$T_{oper}$	Operating Free Air Temperature Range	TL071C,AC,BC TL071I,AI,BI TL071M,AM,BM	0 to 70 -40 to 105 -55 to 125	$^{\circ}C$
$T_{stg}$	Storage Temperature Range		-65 to 150	$^{\circ}C$

- Notes :
1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between  $V_{CC}^{+}$  and  $V_{CC}^{-}$ .
  2. Differential voltages are at the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
  3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
  4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and /or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

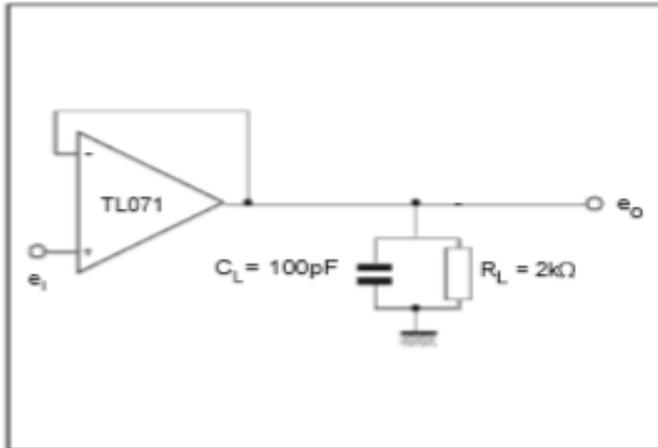
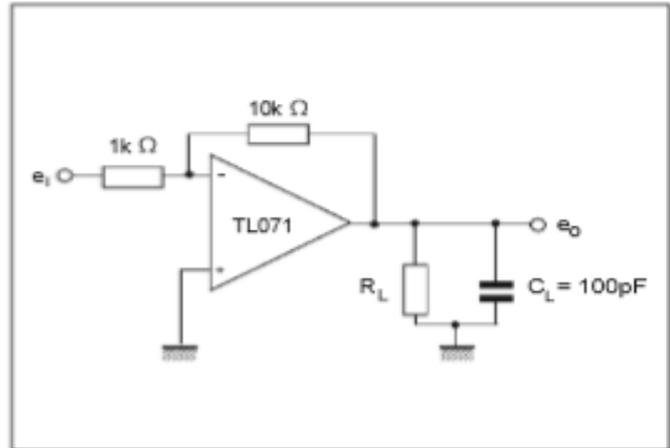
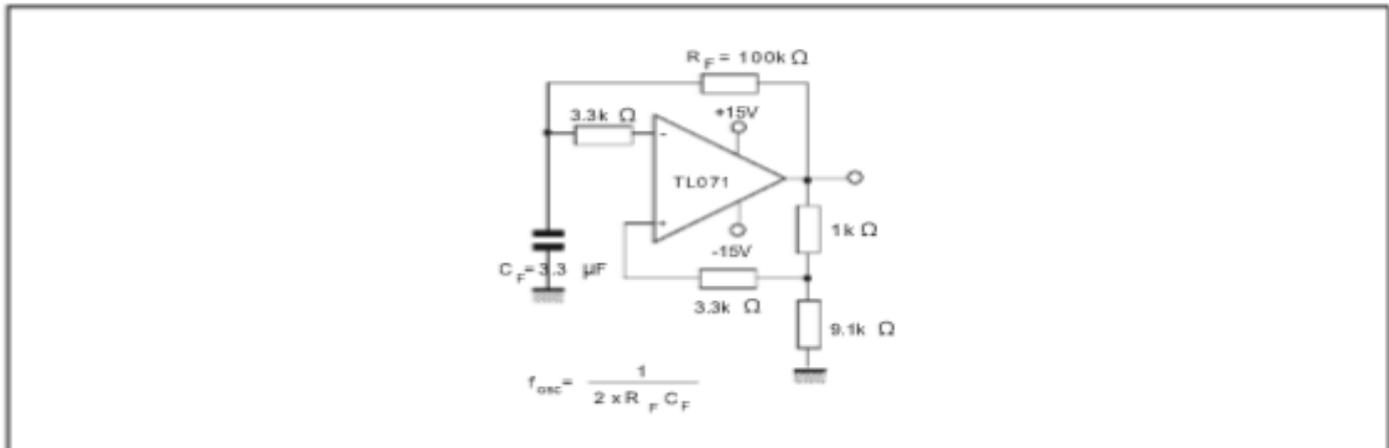


Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier

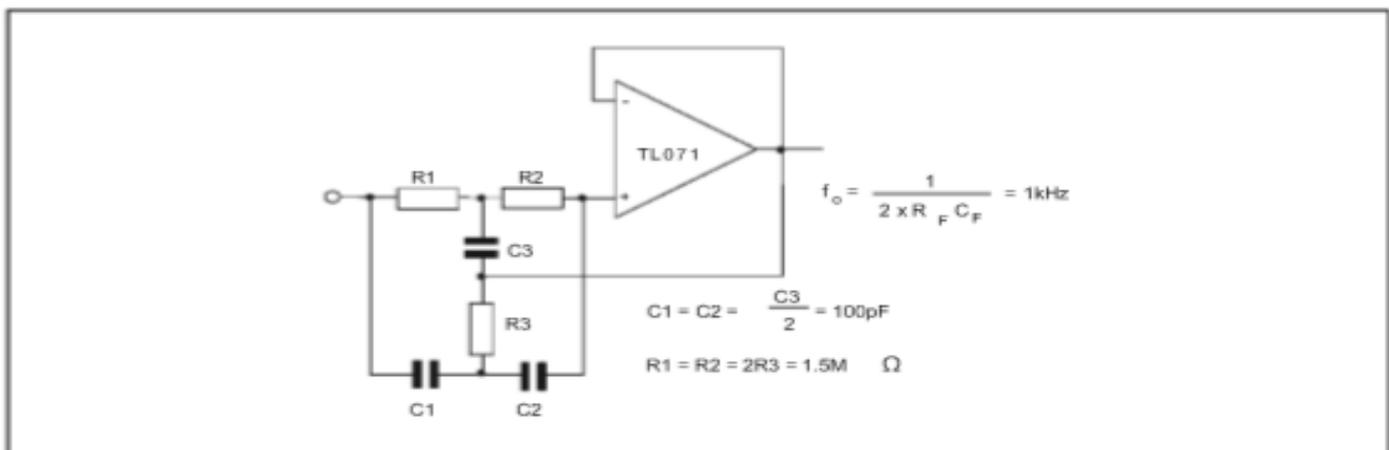


TYPICAL APPLICATIONS

(0.5Hz) SQUARE WAVE OSCILLATOR



HIGH Q NOTCH FILTER



## General-purpose single operational amplifier

Datasheet - production data

UA741

Electrical characteristics

## 3 Electrical characteristics

 Table 3. Electrical characteristics at  $V_{CC} = \pm 15\text{ V}$ ,  $T_{amb} = 25\text{ }^\circ\text{C}$   
(unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit
$V_{io}$	Input offset voltage ( $R_S \leq 10\text{ k}\Omega$ ) $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1	5 6	mV
$I_{io}$	Input offset current $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		2	30 70	nA
$I_{ib}$	Input bias current $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		10	100 200	
$A_{vd}$	Large signal voltage gain ( $V_O = \pm 10\text{ V}$ , $R_L = 2\text{ k}\Omega$ ) $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	50 25	200		V/mV
SVR	Supply voltage rejection ratio ( $R_S \leq 10\text{ k}\Omega$ ) $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	77 77	90		dB
$I_{CC}$	Supply current, no load $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1.7	2.8 3.3	mA
$V_{Icm}$	Input common mode voltage range $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	$\pm 12$ $\pm 12$			V
CMR	Common mode rejection ratio ( $R_S \leq 10\text{ k}\Omega$ ) $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	70 70	90		dB
$I_{OS}$	Output short circuit current	10	25	40	mA
$\pm V_{opp}$	Output voltage swing $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	$R_L = 10\text{ k}\Omega$ 12 $R_L = 2\text{ k}\Omega$ 10 $R_L = 10\text{ k}\Omega$ 12 $R_L = 2\text{ k}\Omega$ 10	14 13		V
SR	Slew rate $V_I = \pm 10\text{ V}$ , $R_L = 2\text{ k}\Omega$ , $C_L = 100\text{ pF}$ , unity gain	0.25	0.5		V/ $\mu\text{s}$
$t_r$	Rise time $V_I = \pm 20\text{ mV}$ , $R_L = 2\text{ k}\Omega$ , $C_L = 100\text{ pF}$ , unity gain		0.3		$\mu\text{s}$
$K_{ov}$	Overshoot $V_I = 20\text{ mV}$ , $R_L = 2\text{ k}\Omega$ , $C_L = 100\text{ pF}$ , unity gain		5		%
$R_i$	Input resistance	0.3	2		M $\Omega$

Table 3. Electrical characteristics at  $V_{CC} = \pm 15\text{ V}$ ,  $T_{amb} = 25\text{ }^\circ\text{C}$   
(unless otherwise specified) (continued)

Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit
GBP	Gain bandwidth product $V_i = 10\text{ mV}$ , $R_L = 2\text{ k}\Omega$ , $C_L = 100\text{ pF}$ , $f = 100\text{ kHz}$	0.7	1		MHz
THD	Total harmonic distortion $f = 1\text{ kHz}$ , $A_v = 20\text{ dB}$ , $R_L = 2\text{ k}\Omega$ , $V_o = 2\text{ V}_{pp}$ , $C_L = 100\text{ pF}$ , $T_{amb} = +25\text{ }^\circ\text{C}$		0.06		%
$e_n$	Equivalent input noise voltage $f = 1\text{ kHz}$ , $R_s = 100\text{ }\Omega$		23		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
$\phi_m$	Phase margin		50		Degree



## ICL7660 / 7660A CMOS Voltage Converters

The ICL7660 and ICL7660A are monolithic CMOS power supply circuits which offer unique performance advantages over previously available devices. The ICL7660 performs supply voltage conversions from positive to negative for an input range of +1.5V to +10.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -10.0V and the ICL7660A does the same conversions with an input range of +1.5V to +12.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12.0V. Only 2 noncritical external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660 and ICL7660A can also be connected to function as voltage doublers and will generate output voltages up to +18.6V with a +10V input.

Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This assures latchup free operation.

The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be overdriven by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GROUND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (+3.5V to +10.0V for the ICL7660 and +3.5V to +12.0V for the ICL7660A), the LV

### Ordering Information

PART NO.	TEMP. RANGE (°C)	PACKAGE	PKG. NO.
ICL7660CBA	0 to 70	8 Ld SOIC (N)	M8.15
ICL7660CBA-T	0 to 70	8 Ld SOIC (N) Tape and Reel	M8.15
ICL7660CPA	0 to 70	8 Ld PDIP	E8.3
ICL7660MTV†	0 to 70	8 Pin Metal Can	T8.C
ICL7660ACBA	0 to 70	8 Ld SOIC (N)	M8.15
ICL7660ACBA-T	0 to 70	8 Ld SOIC (N) Tape and Reel	M8.15
ICL7660ACPA	0 to 70	8 Ld PDIP	E8.3
ICL7660AIBA	-40 to 85	8 Ld SOIC (N)	M8.15
ICL7660AIBA-T	-40 to 85	8 Ld SOIC (N) Tape and Reel	M8.15
ICL7660AIPA	-40 to 85	8 Ld PDIP	E8.3

### Features

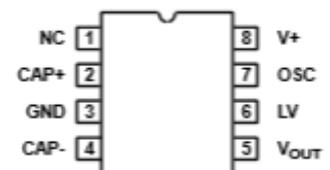
- Simple Conversion of +5V Logic Supply to -5V Supplies
- Simple Voltage Multiplication ( $V_{OUT} = (-) nV_{IN}$ )
- Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency 99.9%
- Typical Power Efficiency 98%
- Wide Operating Voltage Range
  - ICL7660 ..... 1.5V to 10.0V
  - ICL7660A ..... 1.5V to 12.0V
- ICL7660A 100% Tested at 3V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components
- No External Diode Over Full Temp. and Voltage Range

### Applications

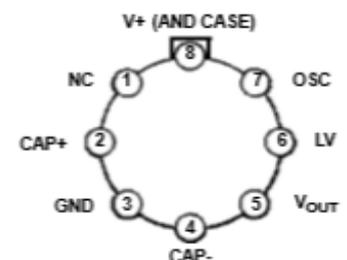
- On Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems

### Pinouts

ICL7660, ICL7660A (PDIP, SOIC)  
TOP VIEW



ICL7660 (METAL CAN)  
TOP VIEW



## Typical Performance Curves (Test Circuit of Figure 11) (Continued)

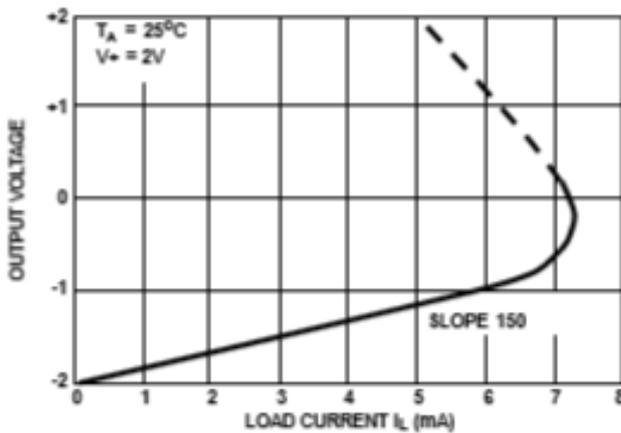


FIGURE 9. OUTPUT VOLTAGE AS A FUNCTION OF OUTPUT CURRENT

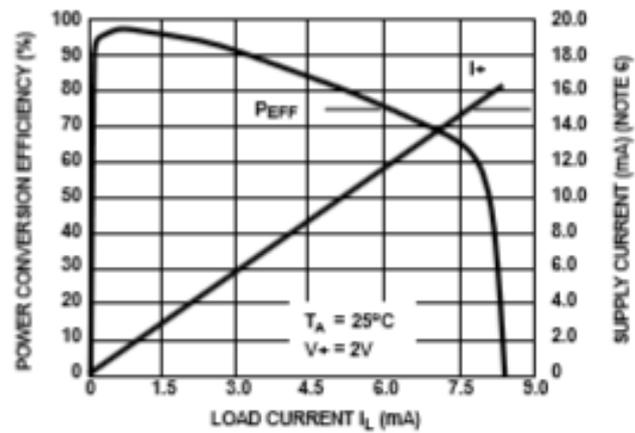
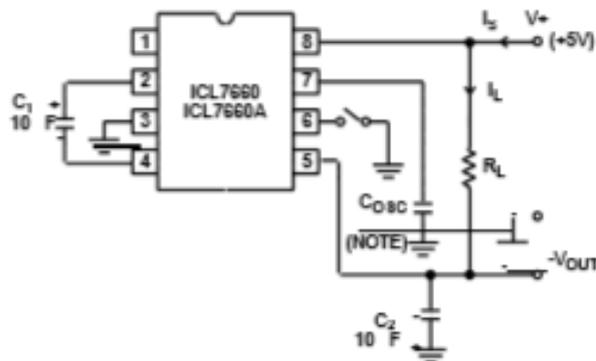


FIGURE 10. SUPPLY CURRENT AND POWER CONVERSION EFFICIENCY AS A FUNCTION OF LOAD CURRENT

### NOTE:

6. These curves include in the supply current that current fed directly into the load  $R_L$  from the  $V_+$  (See Figure 11). Thus, approximately half the supply current goes directly to the positive side of the load, and the other half, through the ICL7660/ICL7660A, to the negative side of the load. Ideally,  $V_{OUT} = 2V_{IN} - I_{S2} \cdot 2R_L$ , so  $V_{IN} \times I_{S2} = V_{OUT} \times I_L$ .



NOTE: For large values of  $C_{OSC}$  ( $>1000\text{pF}$ ) the values of  $C_1$  and  $C_2$  should be increased to 100 F.

FIGURE 11. ICL7660, ICL7660A TEST CIRCUIT

## Detailed Description

The ICL7660 and ICL7660A contain all the necessary circuitry to complete a negative voltage converter, with the exception of 2 external capacitors which may be inexpensive 10 F polarized electrolytic types. The mode of operation of the device may be best understood by considering Figure 12, which shows an idealized negative voltage converter. Capacitor  $C_1$  is charged to a voltage,  $V_+$ , for the half cycle when switches  $S_1$  and  $S_3$  are closed. (Note: Switches  $S_2$  and  $S_4$  are open during this half cycle.) During the second half cycle of operation, switches  $S_2$  and  $S_4$  are closed, with  $S_1$  and  $S_3$  open, thereby shifting capacitor  $C_1$  negatively by  $V_+$  volts. Charge is then transferred from  $C_1$  to  $C_2$  such that the voltage on  $C_2$  is exactly  $V_+$ , assuming ideal switches and no load on  $C_2$ . The ICL7660 approaches this ideal situation more closely than existing non-mechanical circuits.

In the ICL7660 and ICL7660A, the 4 switches of Figure 12 are MOS power switches;  $S_1$  is a P-Channel device and  $S_2$ ,  $S_3$  and  $S_4$  are N-Channel devices. The main difficulty with this approach is that in integrating the switches, the substrates of  $S_3$  and  $S_4$  must always remain reverse biased with respect to their sources, but not so much as to degrade their "ON" resistances. In addition, at circuit start-up, and under output short circuit conditions ( $V_{OUT} = V_+$ ), the output voltage must be sensed and the substrate bias adjusted accordingly. Failure to accomplish this would result in high power losses and probable device latchup.

This problem is eliminated in the ICL7660 and ICL7660A by a logic network which senses the output voltage ( $V_{OUT}$ ) together with the level translators, and switches the substrates of  $S_3$  and  $S_4$  to the correct level to maintain necessary reverse bias.

## ICL7660, ICL7660A

The voltage regulator portion of the ICL7660 and ICL7660A is an integral part of the anti-latchup circuitry, however its inherent voltage drop can degrade operation at low voltages. Therefore, to improve low voltage operation the "LV" pin should be connected to GROUND, disabling the regulator. For supply voltages greater than 3.5V the LV terminal must be left open to insure latchup proof operation, and prevent device damage.

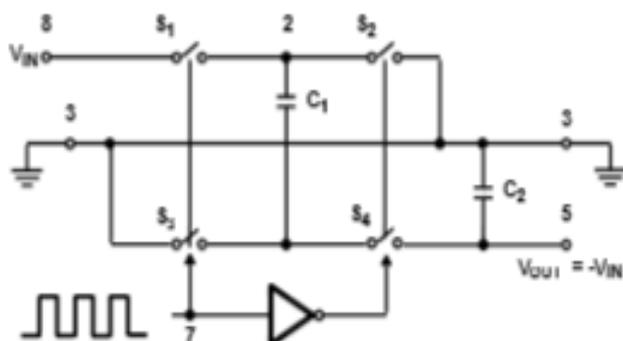


FIGURE 12. IDEALIZED NEGATIVE VOLTAGE CONVERTER

### Theoretical Power Efficiency Considerations

In theory a voltage converter can approach 100% efficiency if certain conditions are met.

1. The driver circuitry consumes minimal power.
2. The output switches have extremely low ON resistance and virtually no offset.
3. The impedances of the pump and reservoir capacitors are negligible at the pump frequency.

The ICL7660 and ICL7660A approach these conditions for negative voltage conversion if large values of  $C_1$  and  $C_2$  are used.

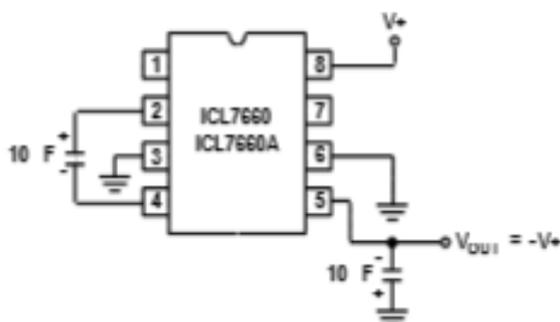


FIGURE 13A. CONFIGURATION

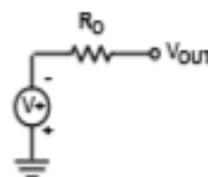


FIGURE 13B. THEVENIN EQUIVALENT

FIGURE 13. SIMPLE NEGATIVE CONVERTER

**ENERGY IS LOST ONLY IN THE TRANSFER OF CHARGE BETWEEN CAPACITORS IF A CHANGE IN VOLTAGE OCCURS.** The energy lost is defined by:

$$E = \frac{1}{2} C_1 (V_1^2 - V_2^2)$$

where  $V_1$  and  $V_2$  are the voltages on  $C_1$  during the pump and transfer cycles. If the impedances of  $C_1$  and  $C_2$  are relatively high at the pump frequency (refer to Figure 12) compared to the value of  $R_L$ , there will be a substantial difference in the voltages  $V_1$  and  $V_2$ . Therefore it is not only desirable to make  $C_2$  as large as possible to eliminate output voltage ripple, but also to employ a correspondingly large value for  $C_1$  in order to achieve maximum efficiency of operation.

### Do's And Don'ts

1. Do not exceed maximum supply voltages.
2. Do not connect LV terminal to GROUND for supply voltages greater than 3.5V.
3. Do not short circuit the output to  $V+$  supply for supply voltages above 5.5V for extended periods, however, transient conditions including start-up are okay.
4. When using polarized capacitors, the + terminal of  $C_1$  must be connected to pin 2 of the ICL7660 and ICL7660A and the + terminal of  $C_2$  must be connected to GROUND.
5. If the voltage supply driving the ICL7660 and ICL7660A has a large source impedance (25 - 30  $\Omega$ ), then a 2.2 F capacitor from pin 8 to ground may be required to limit rate of rise of input voltage to less than 2V/  $\mu$ s.
6. User should insure that the output (pin 5) does not go more positive than GND (pin 3). Device latch up will occur under these conditions. A 1N914 or similar diode placed in parallel with  $C_2$  will prevent the device from latching up under these conditions. (Anode pin 5, Cathode pin 3).

# Résumé

L'électrocardiogramme est un outil qui permet d'explorer le fonctionnement du cœur par l'emploi des électrodes externes mises en contact de la peau. Il s'agit d'un signal qui reflète l'activité électrique du cœur. Cet examen est souvent un des facteurs importants pour le diagnostic de certaines anomalies du cœur.

Le phonocardiogramme est un enregistrement des bruits cardiaques dus à l'ouverture et la fermeture des valves cardiaque et à la circulation et le mouvement du sang à travers les différentes cavités du cœur. Il est très important dans le diagnostic primaire des maladies cardiaques.

La combinaison entre ces deux signaux permet de faire un diagnostic plus fiable.

Dans ce projet on s'intéresse à étudier et réaliser un système qui permet de détecter les deux signaux : l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme au même temps.

On réalisera l'électrocardiographe et le phonocardiographe séparément puis ils seront reliés à la carte Arduino. Les signaux numérisés seront traités par logiciel MATLAB.

**Mots clés :** L'électrocardiogramme, Le phonocardiogramme, diagnostic, la carte Arduino, MATLAB.

## Abstract

The electrocardiogram is a tool that allows to explore the functioning of the heart using the external electrodes brought into contact with the skin. This is a signal that reflects the electrical activity of the heart. This examination is often one of the important factors for the diagnosis of certain abnormalities of the heart.

The phonocardiogram is a record of cardiac sounds due to the opening and closing of the heart valves and to the circulation and movement of blood through the various cavities of the heart. It is very important in the primary diagnosis of heart disease.

The combination of these both signals allows a more reliable diagnosis.

In this project we are interested in studying and realizing a system that can detect both signals: the electrocardiogram and the phonocardiogram at the same time.

We will make the electrocardiograph and the phonocardiograph separately and then they will be connected to the Arduino card. The digitized signals will be processed by MATLAB software.

**Key words:** Electrocardiogram, phonocardiogram, diagnosis, Arduino card, MATLAB